

Aus dem Institut für Arbeitsphysiologie und
Rehabilitationsforschung der Universität Marburg
Direktor: Professor Dr. G. Hildebrandt

**Vergleichende leistungsphysiologische Untersuchungen
zur Frage des Hebel- oder Kurbelantriebs
von handbetriebenen Straßenselbstfahrern**

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
in der gesamten Medizin
des Fachbereiches Humanmedizin
der Philipps-Universität Marburg/Lahn

Vorgelegt von

Klaus Fink
aus Solingen

Marburg/Lahn 1976

1977

Angenommen von der Medizinischen Fakultät
der Universität Marburg am 28. 1. 1977

gedruckt mit Genehmigung der Fakultät
Dekan: Prof. Dr. Neurath

Referent: Prof. Dr. med. Engel
Correferent: Prof. Dr. med. dent. Bernhardt

Aus dem Institut für Arbeitsphysiologie und
Rehabilitationsforschung der Universität Marburg
Direktor: Professor Dr. G. Hildebrandt

Vergleichende leistungsphysiologische Untersuchungen
zur Frage des Hebel- oder Kurbelantriebs
von handbetriebenen Straßenselbstfahrern

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
in der gesamten Medizin
des Fachbereiches Humanmedizin
der Philipps-Universität Marburg/Lahn

Vorgelegt von
Klaus Fink
aus Solingen

Marburg/Lahn 1976



I. Einleitung

II. Methodik

1. Allgemeines
2. Versuchspersonen
3. Versuchsanordnung
4. Versuchsbedingungen
5. Apparaturen
 - a) Rollstühle
 - b) Fahrbandergometer
 - c) Spirograph
 - d) Pulsfrequenzmeßgerät
6. Meßgrößen und Auswertungsverfahren
7. Statistische Methodik
8. Bestimmung der effektiven Leistung beim Rollstuhlfahren

III. Ergebnisse

1. Körperbelastung beim aktiven Rollstuhlfahren der beiden Testmodelle (Typ 720 Kurbel im 2. Gang)
 - 1) Kreislaufverhalten
 - 2) Energieumsatz und Nettowirkungsgrad
2. Körperbelastung beim Fahren des Rollstuhltyps 720 Kurbel im 1. und 3. Gang. (Vergleich zum Hebelfahrzeug)
 - a) Kreislaufverhalten
 - b) Energieumsatz und Nettowirkungsgrad.

IV. Diskussion

1. Zur Methodik

- a) Zur Meßgenauigkeit
- b) Zur Untersuchungsanordnung.

2. Zu den Ergebnissen

- a) Körper- und Kreislaufbelastung beim Rollstuhlfahren.

3. Vergleich der verschiedenen Antriebsformen

- a) Meyra 700 H
- b) Meyra 720 K

V. Zusammenfassung

VI. Literaturverzeichnis

I. Einleitung

Die Arbeitsmedizin einschließlich der Arbeitsphysiologie beschäftigt sich mit großem Interesse mit ergonomischen Analysen von Arbeitsplätzen sowie mit Fragen, die die Bewegungsabläufe und die dabei auftretenden Muskelkräfte betreffen. Eine besondere Rolle kommt dabei der exakten Beurteilung der körperlichen Leistungsfähigkeit sowie den Geräten zu, mit denen eine Optimierung erzielt werden kann (ROHMERT 1960, CALDWELL 1962, LEHMANN u.a. 1962, RUTENFRANZ u.a. 1964, KROEMER 1969, HETTINGER 1972).

Während das Augenmerk bisher größtenteils den Bedingungen am Arbeitsplatz des körperlich gesunden Menschen galt, gewinnen die arbeitsphysiologischen Aspekte in der Rehabilitation von Körperbehinderten zunehmend an Bedeutung (FLOYD 1964; HILDEBRANDT u.a. 1972, DUBBELMAN 1973).

Nach MORRIS⁺ (1964) ist es „Aufgabe des Arbeitswissenschaftlers, die Beeinträchtigung der beruflichen Leistungsfähigkeit eines Leistungsbehinderten zu verringern bzw. die Grenzen zu erweitern, die für den Einsatz von Leistungsbehinderten im Berufsleben gesetzt sind“. Dabei spielt besonders die Beurteilung der körperlichen Leistungsfähigkeit Behinderter unter der Berücksichtigung der Bewegungsabläufe sowie der auftretenden Muskelkräfte eine große Rolle.

Die Leistung der Arme wird in der Sport- und Arbeitsphysiologie durch standardisierte Tests in Form von Hand- und Fußkurbelarbeit oder Zug- und Druckkraft ermittelt (DERN und Mitarbeiter 1947, WILKIE 1950, DRANSFELD und MELLEROWICZ 1958, ROHMERT 1960, CALDWELL 1964, ROHMERT 1964, 1966, RUTENFRANZ 1972, JENIK u.a. 1973). Bei gehunfähigen Körperbehinderten, die auf einen Rollstuhl angewiesen sind, kann sie andererseits direkt beim

⁺ Vortrag, gehalten auf dem Intern. Kongreß der Internationalen Gesellschaft für Ergonomie in Dortmund, 1964.

aktiven Rollstuhlfahren auf einem Ergometerband bestimmt werden (VOIGT und Mitarb. 1968 u.a.). Durch diese Testmethode ist es nicht nur möglich, die körperliche Leistungsfähigkeit des Probanden zu ermitteln, sondern auch Rückschlüsse auf die Vor- und Nachteile des benutzten Rollstuhlmodells zu ziehen.

BERENDES (1970) und BERENDES (1971) benutzten ein bestimmtes Testprogramm zur Untersuchung der Leistungsfähigkeit von körperbehinderten, jugendlichen Rollstuhlfahrern beim Fahren im Zimmerrollstuhl. In der weiteren Entwicklung wurden von ENGEL und HILDEBRANDT (1971) sowie KRÖGER (1971) vergleichende arbeitsphysiologische Untersuchungen an Rollstühlen vorgenommen, die sich auf verschiedene, auf dem Markt vorhandene Zimmerrollstühle beschränkten. Außerdem führten ENGEL und HILDEBRANDT (1971) sowie BENEDIK und ENGEL (1972) Untersuchungen mit handhebelbetriebenen Rollstühlen durch. Hier zeigte sich bei längeren Fahrstrecken auf einem Laufbandergometer mit Steigung die große Überlegenheit des Straßenselbstfahrers gegenüber dem Greifringzimmerrollstuhl in Bezug auf Kreislaufbelastung und Energetik, die bei schlechten Bodenverhältnissen noch deutlicher wird. Aber nicht nur der wesentlich vergrößerte Aktionsradius berechtigt die Existenz dieser hebelbetriebenen Straßenselbstfahrer, vielmehr stellt sich auch ein deutlicher Trainingseffekt des Kreislaufs und der Atmung in Bezug auf Leistungserhaltung und -steigerung ein, da im Gegensatz zum Zimmerrollstuhl, bei dem die lokale Muskelermüdung der Arme im Vordergrund steht, hier ein wesentlich größerer Muskelquerschnitt beansprucht wird (vgl. STEGEMANN 1971).

Straßenselbstfahrer sind mit zwei völlig verschiedenen Antriebsformen im Handel: einmal ein in Deutschland und Skandinavien bevorzugter Hebelantrieb und ein Kurbelantrieb,

der in Frankreich, England und Holland vorwiegend benutzt, aber auch bei uns angeboten wird (vgl. CANNELL 1966; PRESBER u. Mitarb. 1966; BENNEDIK 1968; STEMISHORN 1974; u. a.). Die bisher ungenügenden Entscheidungsgrundlagen, welcher der verfügbaren Antriebsformen jeweils der Vorzug gegeben werden muß, veranlaßten uns zu einer vergleichenden leistungsphysiologischen Untersuchung.

II. Methodik

1. Allgemeines

An 13 gesunden Testpersonen wurden beim aktiven Fahren von 2 Straßenselbstfahrern mit Kurbel- bzw. Hebelantrieb auf einem Fahrbandergometer spiroergometrische Untersuchungen durchgeführt. Sämtliche 132 ausgewerteten Testfahrten erfolgten bei 3 km/h Bandgeschwindigkeit mit verschiedenen Steigungen (0° - 3°) des Fahrbandes. Die Meßwerte von Kreislauf und Atmung wurden dabei stets der 4. (letzten) Fahrminute entnommen. Zwischen den einzelnen Belastungsstufen wurde jeweils eine 3-minütige Pause eingeschaltet.

2. Versuchspersonen

Von den 13 gesunden Testpersonen waren 9 männliche im Alter zwischen 18 und 40 Jahren und 4 weibliche (20 - 24 Jahren), die sich aus Krankengymnastinnen, Pflegern und Masseuren der Orthopädischen Klinik und Rehabilitationszentrum der Inneren Mission e. V. in Hess. Lichtenau zusammensetzten. Der Leistungszustand der (untrainierten) männlichen Gruppe konnte als durchschnittlich bezeichnet werden, während bei der weiblichen Gruppe größere Unterschiede bestanden.

3. Versuchsanordnung

Die Hauptversuche wurden innerhalb von 6 Monaten durchgeführt. Sie gliederten sich in folgende zwei Abschnitte, jeweils mit demselben Versuchsprogramm:

1. Bei der ersten Versuchsreihe führten 13 Testpersonen auf dem Fahrbandergometer insgesamt 100 Fahrten durch, und zwar abwechselnd jeweils an einem Tag entweder den Straßenselbstfahrer Meyra 700 H (Hebelantrieb) mit gegenläufiger Hebelstellung oder das Modell Meyra 720 K (Kurbelantrieb) im 2. (mittleren) Gang.

2. Die zweite Versuchsreihe bestand darin, daß das Testprogramm von 5 der 13 Personen mit dem Straßenselffahrer Meyra 720 K auch im 1. Gang (kleinste Übersetzung) sowie im 3. Gang (größte Übersetzung) in je 15 Versuchen durchgeführt wurde. Die Fahrbandgeschwindigkeit betrug bei allen Versuchsreihen stets 3 km/h. Die 4 weiblichen Versuchspersonen konnten den Versuch im 2. und 3. Gang mit dem Kurbelfahrzeug infolge vorzeitiger Ermüdung jeweils nur über die ersten 2 min durchhalten. Die Meßwerte konnten daher anstelle der 4. in der 2. Fahrminute entnommen werden.

Im Versuchsablauf wurden stets die gleichen Belastungsstufen und Pausenzeiten wie folgt gewählt: 0 Grad (4 min), 1 Grad (4 min), Pause (3 min), 2 Grad (4 min), Pause (3 min), 3 Grad (4 min), Erholung (5 min). Vor Versuchsbeginn hielt sich der Proband im Fahrzeug auf dem Laufband auf, wobei bereits die Kreislauf- und Atmungsgrößen registriert wurden.

4. Versuchsbedingungen

Die Bedingungen, unter denen die vergleichenden Untersuchungen stattfanden, wurden möglichst konstant gehalten. Dabei achteten wir soweit wie möglich auf die Standardisierungsvorschläge für die ergometrische Leistungsmessung (Internationale Ergometrie-Standardisierungskommission 1966). Im einzelnen wurden folgende Faktoren berücksichtigt: Die Versuche fanden alle in einem großräumigen, ruhigen Labor statt, in dem außer der Versuchsperson nur der Versuchsleiter zugegen war. Die Raumtemperatur lag zwischen 19 und 23 Grad C bei einer durchschnittlichen Luftfeuchte von 40 - 50 %.

Alle Versuchspersonen wurden durch mehrmalige (nicht verwertete) Vorversuche mit dem Versuchsablauf und den Apparaturen vertraut gemacht. Die eingenommenen Mahlzeiten vor den Versuchen waren in etwa gleichwertig und lagen mindestens 2 Stunden zurück. Die Versuche fanden stets zur

gleichen Tageszeit am Vormittag zwischen 9.00 und 13.00 Uhr statt, und zwar jeweils pro Proband nur ein Versuch täglich alternierend mit Typ 700 bzw. 720.

Die Versuchspersonen waren angewiesen, auf Genußmittel wie Kaffee, Tee, Zigaretten, Alkohol usw. unmittelbar vor den Versuchen zu verzichten.

V. Apparaturen

a.) Rollstühle (handbetriebene Krankenfahrstühle)

Die Firma Meyra, Vlotho⁺, stellte 2 handelsübliche Straßenselbstfahrer⁺⁺ für die Testreihe zur Verfügung (Abbildung 1). Es handelt sich hier einmal um das Modell 700 (Hebelantrieb) und um das Modell Meyra 720 (Kurbelantrieb). Beides sind dreirädrige Fahrzeuge, bei denen die gleichen Radgrößen und Reifenquerschnitte benutzt wurden. Nach Herausnahme der Sitz-Rückenlehne sind beide Modelle faltbar. Beim Typ 700 erfolgt der Antrieb durch zwei Hebel, die über eine Schubstange je eine Hinterachse antreiben. Der Typ 720 ist mit einer Handkurbel ausgestattet, und die Kraftübertragung erfolgt über 2 Ketten und eine Torpedo-Dreigangschaltung (wie sie bei einem Fahrrad üblich ist) auf das Vorderrad. Ein Rückwärtsfahren ist mit dem Kurbelantrieb hier nicht möglich. Der Reifendruck aller drei Reifen wurde stets auf 3 atü (prall aufgepumpt) eingestellt und mit einem Manometer überprüft.

In Tabelle 1 sind für beide Modelle die völlig einheitlichen technischen Details zusammengestellt:

⁺ Der o.g. Krankenfahrzeugfabrik danken wir für die freundliche Überlassung der beiden fabrikneuen Rollstuhlmodelle.

⁺⁺ Neuere Bezeichnung: Handbetriebs-Selbstfahrer

Tabelle 1

Meyra Typ 700 H und Typ 720 K

Gewicht	ca. 29 - 30 kg
Abmessungen	
a) Gesamtlänge	1,74 m
b) Breite	0,72 m
Höhe	0,90 m
Sitzbreite	0,47 m
Sitztiefe	0,44 m
Sitzhöhe	0,43 m
Reifengröße (Zoll)	
a) vorne	20 "
b) hinten	24 "

Tabelle 1:

Technische Details für beide (identische) Straßenselbstfahrer Meyra 700 (Hebel) und Meyra 720 (Kurbel).

1 a)



1 b)



Abb. 1 a). Straßenselbstfahrer (720 K)
Typ Meyra 720 (Kurbelantrieb)

Abb. 1 b): Straßenselbstfahrer (700 H)
Typ Meyra 700 (Hebelantrieb)

b) Fahrbandergometer

Bei den Untersuchungen wurde ein Fahrbandergometer (Abbildung 2) benutzt, das die Fa. Schubert/Wiesbaden nach Angaben unseres Institutes angefertigt hatte. Die Breite des Fahrbandes beträgt 1 m und die Länge 2,50 m. Die Geschwindigkeit, mit der sich das Band um 2 Walzen bewegt, läßt sich stufenlos von 1 - 16 km/h einstellen. Ebenso ist die Steigung mittels einer Öldruckpumpe von 0 bis 15° stufenlos regulierbar. Zwei seitlich des Bandes befestigte und in der Höhe verstellbare Handläufe dienten als Sicherheit für den Probanden während des Versuches (vgl. Abb. 2). Um ein Herunterrollen des Rollstuhles nach rückwärts zu verhindern, wurde um die Stützen des Handlaufes ein Auffanggurt geschlungen. Damit der Rollstuhl bei Lenkunsicherheiten während des Fahrens nicht seitlich vom Band herunterfallen konnte, wurden neben den Handläufen 2 ca. 20 cm hohe Leitplanken befestigt. Das Schaltpult zum An- und Abstellen des Rollbandes befand sich seitlich vom Band in etwa 1 m Höhe, so daß es sowohl von der Versuchsperson als auch vom Versuchsleiter gut erreichbar war. Vor dem Fahrband befand sich eine Rampe, über die der Rollstuhl auf das Band geschoben werden konnte (vgl. Abb. 2).



Abb. 2: Überblick über die gesamte Versuchsanordnung.
Auf dem Fahrbandergometer befindet sich der
Straßenselbstfahrer Meyra 720 (Kurbelantrieb)
(Erläuterungen s. Text!)

c) Spirograph

Die spiographischen Untersuchungen wurden mit dem Lungenfunktionsmeßplatz „Pulmorex“ (Fa. Dr. Fenyves & Gut, Basel) im ventillosen System ausgeführt. Der Lungenfunktionsmeßplatz ist durch Plastikschläuche mit einem Pneumotachographen (P. T.) mit Mundstück verbunden, über den Proben der Ausatemungsluft der Versuchsperson angesaugt werden. Der P. T. wurde auf Körpertemperatur angeheizt. Aufgrund der Strömungsgeschwindigkeit der Expirationsluft integriert der Pneumotachograph elektronisch das Atmungsvolumen, während für die Gasanalyse kleine Proben der Expirationsluft abgesaugt werden und in einem Grundumsatzgerät von Hartmann & Braun, Frankfurt/M, analysiert werden. Diese Werte konnten für die Sauerstoffaufnahme und die CO_2 -Abgabe in Volumenprozent (Vol %) mit 2 Minuten Verzögerung fortlaufend auf der Anzeige abgelesen werden. Ein 6-Kanal-Kompensationschreiber, der dem Lungenfunktionsplatz angeschlossen ist, registrierte die Meßdaten mit einer Papiervorschubgeschwindigkeit von 30 mm/sec., und zwar das Atemzugvolumen, die O_2 -Aufnahme und die CO_2 -Abgabe sowie das Atemminutenvolumen. Die Eichung der O_2 - und CO_2 -Meßskala wurde vor jedem Versuch vorgenommen. Regelmäßig tauschten wir auch die Trocknungs- und Absorptions-Röhrchen des GU-Gerätes aus. Außerdem wurden die Nullstabilität und der Eichnungsausschlag für die Atemmeßgrößen (O_2 und CO_2) sowohl auf der Anzeige als auch auf dem Schreiber genau überprüft. Der Lungenfunktionsmeßplatz wurde etwa 1 Stunde vor Versuchsbeginn angeheizt. Nachdem sich im Grundumsatzgerät konstante Temperaturen eingestellt hatten, eichten wir das Gerät nach der Skala so, daß beide Zeiger gleichzeitig auf der roten Marke für Heizstrom

standen. Danach wurde das Einstellen des elektrischen Nullpunktes vorgenommen. Waren die Werte für den Heizstrom und den Nullpunkt auf beiden Anzeigeskalen über 10 Minuten konstant, so war dies ein Kriterium für die Meßbereitschaft der Apparatur. Die Eichung des Pneumotachographen erfolgte mittels des Testvolumens. Dabei mußte der Kompensationsschreiber beim Atemzugvolumen einen Ausschlag von 20 mm anzeigen und genau auf die eingestellte Nulllinie wieder zurückgehen. Der Ausschlag für das Atemminutenvolumen betrug dann genau 10 mm.

d) Pulsfrequenzmeßgerät

Es wurde ein fotoelektrischer Pulszähler nach E. A. MÜLLER (Hersteller: Walter Himmelmann, Dortmund) verwendet (MÜLLER u. REEH, 1951). Eine Fotozelle wurde am Ohrläppchen des Probanden befestigt, das vorher zur besseren Durchblutung mit Finalgon^{1R} (Hersteller: Fa. Anasco, Wiesbaden) eingerieben wurde, wodurch eine Verstärkung der Pulswelle und damit der Lichtabsorptionsänderungen im Kapillargebiet des Ohrläppchens erreicht wurde. Der fotoelektrische Impuls wurde verstärkt und von einem Zählwerk fortlaufend angezeigt und minütlich abgelesen. Zur Kontrolle wurden außerdem die akustischen Einzelsignale fortlaufend mitgezählt.

6.) Meßgrößen und Auswertungsverfahren

Mittels des Lungenfunktionsmeßschrankes („Pulmorex“) wurden von uns fortlaufend folgende Meßdaten registriert:

1. Atemfrequenz
2. Atemminutenvolumen und Atemzugvolumen
3. Kohlendioxidkonzentration in der Ausatemungs-
luft (in Vol. %)
4. Sauerstoffdifferenz zwischen Raum- und Ausatemungs-
luft (in Vol. %)

Aus den Meßwerten wurden folgende weitere Parameter errechnet:

1. Atemäquivalent
2. Kohlendioxidabgabe pro Minute
3. Sauerstoffaufnahme pro Minute
4. Respiratorischer Quotient (RQ)
5. Nettoarbeitsumsatz pro Minute
6. Nettowirkungsgrad

Das Atemminutenvolumen (AMV) wurde nach den Formeln und Tabellen von MELLEROWICZ (1962) auf BTPS-Bedingungen (Body-Temperature-Pressure-Saturated), die Sauerstoffaufnahme (O_2 -Aufnahme) auf Standard-Temperature-Pressure-Dry (STPD)-Bedingungen umgerechnet.

$$\text{Volumen (BTPS)} = \text{Volumen} \times \frac{310}{273 \times t} \times \frac{P_B}{P_B - P_{H_2O}} \times \frac{P_{H_2O}}{47}$$

dabei A = Spirometertemperatur in Grad Celsius

P_B = Barometerdruck in mmHg

p_{H_2O} = Wasserdampfdruck bei der Spirometer-
temperatur

41 mmHg Wasserdampfdruck bei Sättigung und 31 °C

Die Pulsfrequenz wurde minütlich bestimmt.

Die Erholungspulssumme (EPS) wurde durch Summation aller Pulse bestimmt, die während der ersten 5 Minuten nach Arbeitsende über der Ruhepulsfrequenz lagen.

7.) Statistische Methodik

Die Mittelwerte (M) wurden arithmetrisch errechnet. Wegen der erheblichen interindividuellen Niveauunterschiede der Pulsfrequenzen rechneten wir diese in Prozent der Ruhepulsfrequenz um. Die Berechnung der Streuung (Standardabweichung σ) erfolgt nach der Formel von HENRYSSON u. Mitarb. (1960)

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum (x - M)^2}{n - 1}}$$

X = Einzelmessung

M = Mittelwert

n = Anzahl der Messungen

Nach der Formel $\sigma_m = \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$ wurde der mittlere Fehler des Mittelwertes σ_m errechnet.

Zur Prüfung der Differenz zweier Mittelwerte auf Signifikanz benutzten wir den t-Test (Student-Verteilung) nach der Formel:

$$t = \frac{D}{\sigma_D}$$

D = Differenz

Die Ermittlung des p-Wertes (Irrtumswahrscheinlichkeit) erfolgte unter Zuhilfenahme der Documenta-Geigy-Tabellen (1960).

8.) Bestimmung der effektiven Leistung beim Rollstuhlfahren

Um einen Vergleich der effektiv aufgebrauchten Fahrleistung auf allen getesteten Belastungsstufen anstellen zu können, benötigten wir die jeweiligen Rollwiderstände der beiden Rollstuhltypen. Dazu wurde jeweils einer der beiden Rollstühle auf das Fahrbandergometer gebracht und an einem Seil befestigt, das über eine Umlenkrolle lief. An diesem Seil wurde für jeden Fahrzeugtyp dasjenige Gegengewicht ermittelt, bei dem sich der Rollstuhl auf dem laufenden Band in einem relativen Ruhezustand befand (vgl. VOIGT und BAHN 1967, VOIGT u. Mitarb. 1968, BERENDES 1970, BENNEDIK und ENGEL 1972). Eine Berücksichtigung der Kugellagerwerte war nicht möglich, da diese sehr klein sind. Da die Ketten des Kurbeltyps 720 einen größeren Widerstand bedeuten, ermittelten wir diesen Rollwiderstand folgendermaßen: Einmal befestigten wir das Seil so, daß der Rollstuhl in Fahrtrichtung lief; dabei lief die Kette mit. Danach wurde dieser Straßenselbstfahrer gegen die Fahrtrichtung auf das Band gestellt; dadurch wurde erzielt, daß aufgrund des Freilaufs die 2 Ketten bei der Widerstandsmessung nicht mitbewegt wurden. Die Meßergebnisse sind in Tabelle 2 zusammengestellt. Es wurde dabei ein Unterschied zwischen den Mittelwerten der Rollwiderstandszahlen (ermittelt aus 3 gleichen Meßreihen) von knapp 500 p auf allen Belastungsstufen festgestellt. Die aufgewendete Vortriebskraft ist also nicht geschwindigkeitsabhängig, sondern hauptsächlich vom Fahrzeuggewicht, den Radgrößen, dem Profil der Reifen sowie der Qualität der Fahrbahn abhängig, wenn man die Widerstände der Kugellager hierbei vernachlässigt (vgl. BENNEDIK und ENGEL 1972, NIETERT 1974).

Zuladung 78 kp.		bei 3 km/h	
Steigung in Grad	Meyra 700	Meyra mit 720 Kurbel	Meyra ohne 720 Kurbel
1°	2,264 kg	2,725 kg	2,249 kg
2°	4,344 kp	4,606 kp	4,130 kp
3°	6,224 kp	6,487 kp	6,011 kp

Tab. 2:

Zusammenstellung der Vortriebskräfte auf dem Fahrband für die Rollstuhlmodelle Meyra 700 H und 720 K (mit und ohne Kurbelmitlauf) bei 3 km/h Geschwindigkeit in Abhängigkeit von der Steigung (1 - 3°) mit einer Zuladung von 78 kp. (Einzelheiten siehe Text).

Insgesamt ergaben die Meßwerte einen linearen Anstieg des Rollwiderstandes mit zunehmender Steigung des Laufbandes bei einer Zuglast von 78 kg (vgl. BERENDES 1970 und BENNEDIK und ENGEL 1972). Aus den gewonnenen Meßwerten wurde nach den Angaben von VOIGT und Mitarb. (1969), BERENDES (1970), BERENDES (1971) und BENNEDIK und ENGEL (1972) ein Nomogramm für beide Fahrzeugtypen erstellt, das aus Fahrzeug- und jeweiligem Körpergewicht des Probanden sowie Steigung und Geschwindigkeit eine direkte Ablesung der erbrachten Leistung in Watt zuläßt (Abb. 3 a und 3 b). Will man z.B. die Leistung (in Watt) bei 3 km/h und 2° Steigung für einen Probanden ermitteln, der 70 kg wiegt, so geht man folgendermaßen vor: Vom Körpergewicht auf der x-Achse (Abszisse) wird eine Senkrechte gelegt, die einen Schnittpunkt mit der Steigungsgraden (2 Grad) bildet. Von diesem wird eine Waagerechte zur Geschwindigkeitsgraden (3 km/h) gelegt. Durch diesen Schnittpunkt die Senkrechte gelegt, ermöglicht oben die direkte Ablesung der Belastungsgröße in Watt.

Tabelle 2 zeigt die Mittelwerte der Vortriebskräfte für 2 Rollstühle mit einer Belastung von 78 kp auf dem Rollband bei 3 km/h; beim Typ 720 wurden die Messungen einmal mit und einmal ohne Kurbelmitlauf durchgeführt (vgl. Text).

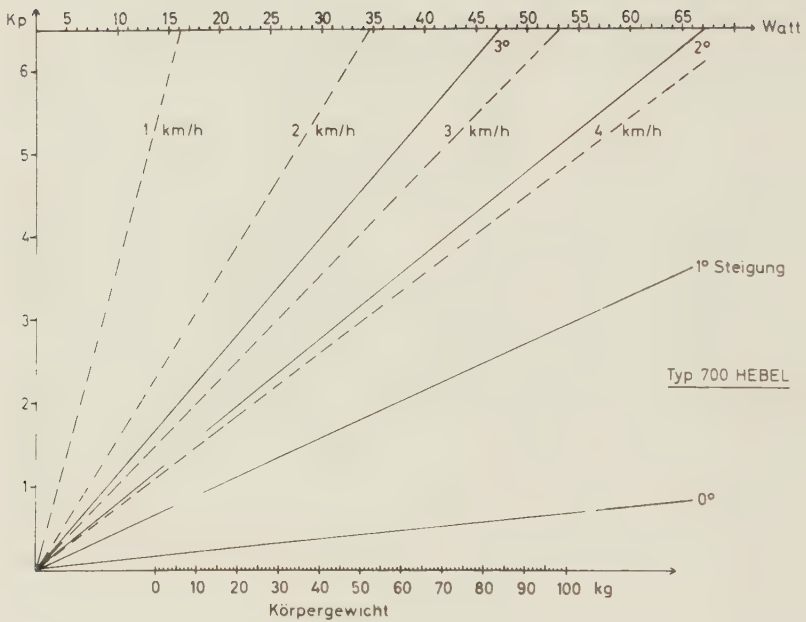


Abb. 3 a): Nomogramm zur Bestimmung der effektiven Fahrleistung für den Rollstuhltyp I Meyra 700 (H) (vergl. VOIGT u. Mitarb. 1968). Aus Eigengewicht des Fahrzeuges und Gewicht des Rollstuhlfahrers kann unter Berücksichtigung der Steigung und Geschwindigkeit die Leistung in Watt abgelesen werden (s. Text)

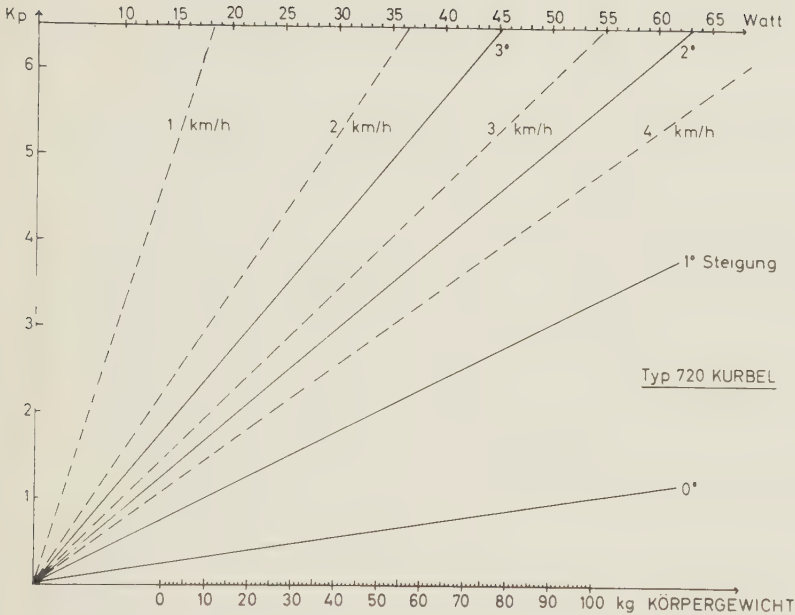


Abb. 3 b): Nomogramm zur Bestimmung der effektiven Fahrleistung für den Rollstuhltyp II Meyra 720 (K) (vergl. VOIGT u. Mitarb. 1968).

Aus Eigengewicht des Fahrzeuges und Gewicht des Rollstuhlfahrers kann unter Berücksichtigung der Steigung und Geschwindigkeit die Leistung in Watt abgelesen werden (s. Text)

III. Ergebnisse:

1. Körperliche Belastung beim aktiven Rollstuhlfahren der beiden Testmodelle.

a) Kreislaufverhalten

Die Abbildung 4 zeigt das mittlere Verhalten der Pulsfrequenz beim Fahren beider Modelle jeweils der 4. Fahrminute aller Probanden, dargestellt in Prozent der individuellen Ruheausgangslage. Während die Pulsfrequenz beim Fahren im Meyra 700 (Hebelantrieb) bei 0 Grad im Mittel etwas höher liegt als beim Fahren des Meyra 720 (Kurbel), deuten sich ab 1 Grad Steigung bereits höhere Belastungspulse für den Typ 720 an. Bei 2 und 3 Grad Steigung finden sich deutliche und signifikante Unterschiede der mittleren Pulsfrequenzen zwischen beiden Antriebsarten zugunsten des Hebelfahrzeugs (vgl. auch Abb. 3)

In Abbildung 5 sind die mittleren Verläufe der absoluten Pulsfrequenz beim Fahren der beiden Rollstühle bei 3 km/h in Abhängigkeit von der Steigung, getrennt nach Geschlechtern, dargestellt. Beim Typ 720 (Kurbel) konnten von den weiblichen Versuchspersonen bei 3° Steigung wiederum nur die Meßwerte der zweiten Fahrminute berücksichtigt werden. Insgesamt liegen bei den Frauen die mittleren Verläufe der Pulsfrequenz erwartungsgemäß auf sämtlichen Belastungsstufen signifikant höher als die entsprechenden der Männer (vgl. Tab. 4). Innerhalb der Geschlechter zeigen sich bei 1 Grad Steigung zwischen dem Hebel- und Kurbelfahrzeug noch keine signifikanten Unterschiede der mittleren Pulsfrequenzwerte. Bei den Männern finden sich günstigere Kreislaufwerte auf hori-

zontalem Rollband (0 Grad) beim Fahren im kurbelbetriebenen Fahrzeug. Eine deutliche Annäherung der mittleren Pulsfrequenzen ergibt sich bei 3 Grad Steigung zwischen dem Kurbelantrieb (2. Gang) bei den männlichen Probanden und dem Hebelantrieb bei der weiblichen Gruppe.

In Abbildung 6 ist die mittlere Erholungspulssumme (EPS) der ersten 5 Min. nach Fahren der beiden Straßenselfstfahrer (700 H bzw. 720 K) bei 3 km/h und 3 Grad Steigung aufgetragen. Zwischen dem kurbel- und hebelbetriebenen Fahrzeug ergeben sich dabei signifikante Unterschiede ($p < 0,01$) mit deutlich höherer EPS beim Kurbelantrieb mit mittlerer Übersetzung (2. Gang).

b. Energieumsatz und Nettowirkungsgrad

Abbildung 7 zeigt den mittleren Verlauf der O_2 -Aufnahme unter STPD-Bedingungen für alle Probanden in der 4. Fahrminute, und zwar wiederum für beide Fahrzeugtypen bei 3 km/h in Abhängigkeit von der Steigung. In Ruhe und bei 0 Grad Steigung bestehen keine Unterschiede in der O_2 -Aufnahme, während mit zunehmender Steigung der O_2 -Verbrauch beim Fahren im Kurbelfahrzeug - entsprechend dem Verhalten der Pulsfrequenz in Abb. 4 und 5 - signifikant stärker zunimmt (vgl. Tab. 5).

Abbildung 8 zeigt das mittlere Verhalten des Nettoarbeitsumsatzes für beide Rollstuhlmodelle. Entsprechend den Ergebnissen der Sauerstoffaufnahme finden sich für das Hebelfahrzeug mit zunehmender Steigung bei 3 km/h deutlich günstigere Meßwerte als beim Kurbelantrieb mit mittlerer Übersetzung.

In Abbildung 9 sind die mittleren Verläufe des Nettowirkungsgrades unter den Fahrbedingungen entsprechend Abb. 4 dargestellt. Es zeigt sich, daß der Kurbelantrieb ein Optimum mit 15,28 % bei 1 Grad Steigung aufweist, während der Hebelantrieb den höchsten Wert mit 15,31 % bei 2 Grad erreicht. Der Wirkungsgrad des Hebelantriebs steigt mit zunehmender Steigung signifikant an, während derjenige des Kurbelantriebs dagegen abfallende Tendenzen zeigt. Ein Schnittpunkt mit etwa gleichem Wirkungsgrad zwischen beiden Antriebsformen findet sich im Bereich von 1 Grad Steigung. Die Differenzen der Mittelwerte beider Fahrzeugtypen bei 0 Grad sowie 2 und 3 Grad sind signifikant unterschiedlich (vgl. Tab. 6).

		Steigungswinkel des Fahrbandes			
Fahrzeug - Typ		0 Grad	1 Grad	2 Grad	3 Grad
700 (H)	M	114,33	125,59	142,07	164,49
Hebelantrieb	$\bar{S}_M$	+ 1,04	+ 1,88	+ 5,43	+ 8,88
720 (K)	M	111,24	128,02	151,20	180,31
Kurbelan- trieb 2. Gang	$\bar{S}_M$	$\pm 1,30$	$\pm 1,61$	$\pm 2,43$	$\pm 3,01$
Signifikanz	P	-	-	< 0,01	< 0,001

Tab. 3:

Tabellarische Zusammenstellung der mittleren absoluten Pulsfrequenzmeßwerte beim aktiven Fahren (3 km/h) der Rollstuhltypen 700 H und 720 K (4. Fahrminute) auf verschiedenen Steigungen (13 Vpn. beiderlei Geschlechts mit je 50 Versuchsfahrten pro Fahrzeugtyp).

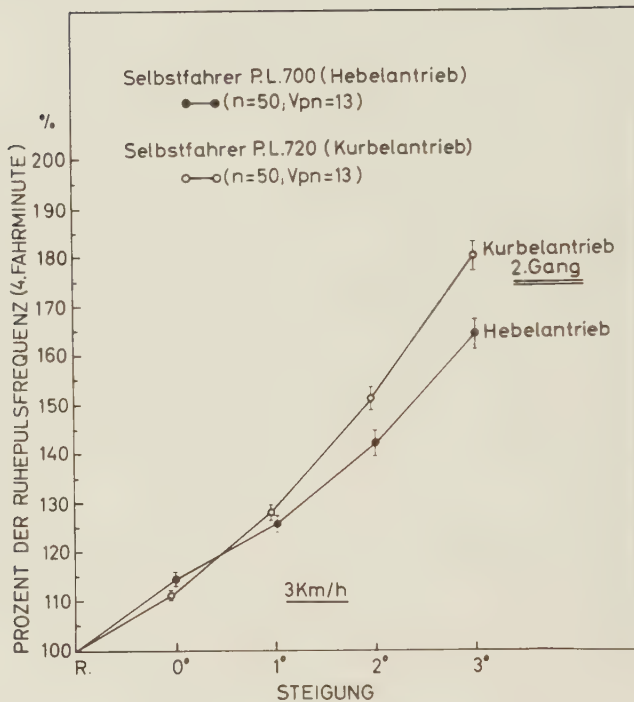


Abb. 4 Mittelwerte der Pulsfrequenz (in Prozent der Ruhepulsfrequenz) der vierten Fahrminute von 13 Probanden beim aktiven Rollstuhlfahren (3 km/h) der Straßenselbstfahrer Meyra 700 (H) bzw. Meyra 720 (K) in Abhängigkeit von der Steigung (0 - 3 Grad). Die Klammern geben den Bereich des mittleren Fehlers der Mittelwerte an.

Tabelle 4

		Steigungswinkel des Fahrbandes			
Fahrzeug - Typ		0 Grad	1 Grad	2 Grad	3 Grad
700 H	M	84,63	92,31	102,80	118,31
Hebel	G_{H_1}	$\pm 1,48$	$\pm 1,61$	$\pm 2,05$	$\pm 2,48$
720 K	M	83,54	93,88	109,71	132,54
Kurbel (2. Gang)	G_{K_1}	$\pm 1,38$	$\pm 1,41$	$\pm 1,76$	$\pm 2,42$
Signifikanz	p	-	-	$< 0,025$	$< 0,001$
700 H	M	90,40	100,80	116,73	136,87
Hebel	G_{H_1}	$\pm 1,83$	$\pm 2,12$	$\pm 2,16$	$\pm 2,24$
720 K	M	85,47	104,00	125,80	143,67
Kurbel (2. Gang)	G_{K_1}	$\pm 2,50$	$\pm 2,78$	$\pm 3,02$	$\pm 3,32$
Signifikanz	p	-	-	$< 0,02$	$< 0,01$

Tab. 4:

Tabellarische Darstellung der mittleren absoluten Pulsfrequenzen beim aktiven Fahren (3km/h) mit dem Rollstuhltyp 700 H und 720 K (4. Fahrminute) auf verschiedenen Steigungen ($0^\circ - 3^\circ$), getrennt nach Geschlechtern (9 Männer: insgesamt 35 Versuchsfahrten je Fahrzeugtyp; und 4 Frauen mit 15 Testfahren je Fahrzeugtyp).

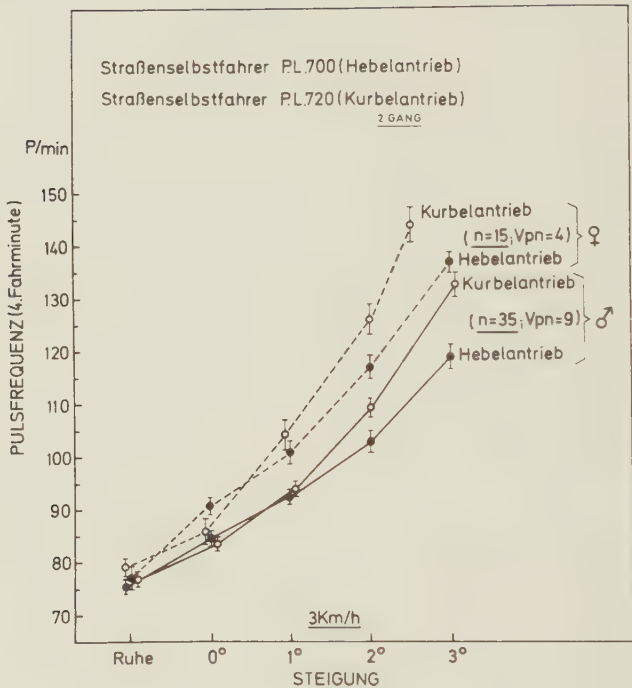


Abb. 5: Mittlerer Verlauf der Pulsfrequenz beim aktiven Fahren der Straßenselfsfahrer Meyra 700 (H) bzw. Meyra 720 (K) (2. Gang) der vierten Fahrminute, getrennt nach 4 weiblichen (n = 15 Testfahrten) und 9 männlichen Probanden (n = 35 Testfahrten) in Abhängigkeit von der Steigung (0 bis 3 Grad) bei einer Fahrgeschwindigkeit von 3 km/h. Die Klammern geben den Bereich des mittleren Fehlers der Mittelwerte an.

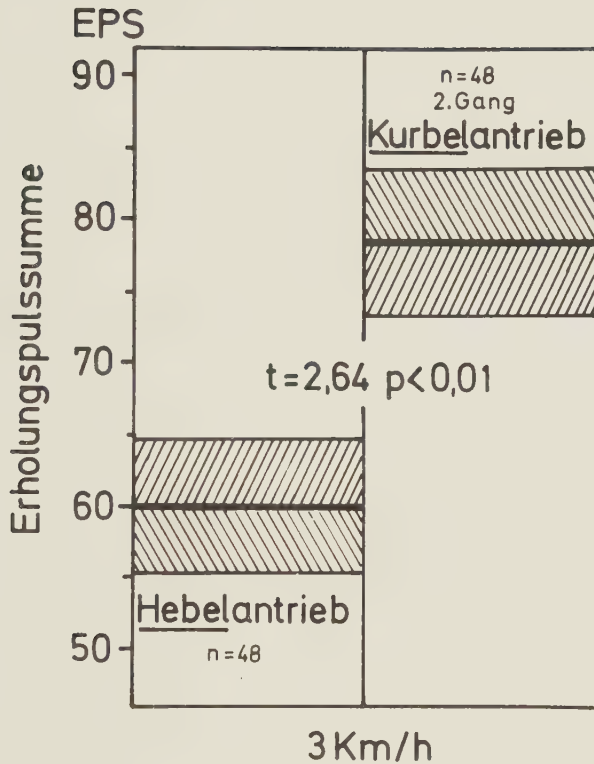


Abb. 6: Mittlere Erholungspulssummen von 13 Probanden nach 4 Min. Fahren (3 km/h, 3 Grad Steigung) der Straßenselbstfahrer Meyra 700 (H) bzw. Meyra 720 (K). Die schraffierten Flächen geben den Bereich des mittleren Fehlers der Mittelwerte an.

Tabelle 5

		Steigungswinkel des Fahrbandes			
Fahrzeug - Typ		0 Grad	1 Grad	2 Grad	3 Grad
Meyra 700 (H) Hebel	M $G_{H'}$	506,51 $\pm 144,93$	720,09 $\pm 205,33$	937,93 $\pm 227,80$	1204,85 $\pm 282,71$
Meyra 720 (K) Kurbel (2. Gang)	M $G_{K'}$	499,49 $\pm 117,79$	761,85 $\pm 126,01$	1082,95 $\pm 161,64$	1379,00 $\pm 257,82$
Signifikanz	p	-	< 0,3	< 0,001	< 0,001

Tab. 5:

Zusammenstellung der Mittelwerte der O_2 -Aufnahme beim aktiven Rollstuhlfahren (3 km/h) mit den Rollstuhltypen Meyra 700 (Hebel) und Meyra 720 (Kurbel) auf verschiedenen Steigungen ($0^\circ - 3^\circ$). 13 Versuchspersonen mit insgesamt 50 Testfahrten pro Fahrzeugtyp.

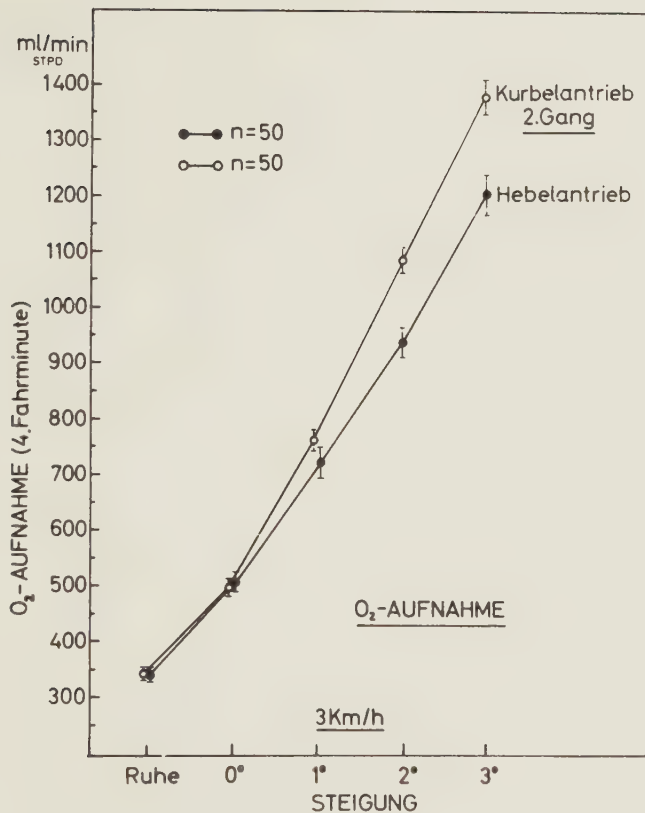


Abb. 7: Mittelwerte der O_2 -Aufnahme beim Fahren der Straßenselfstfahrer vom Typ Meyra 700 (H) bzw. Typ Meyra 720 (K) in Abhängigkeit von der Steigung bei 3 km/h. Die Klammern geben den Bereich des mittleren Fehlers der Mittelwerte an.

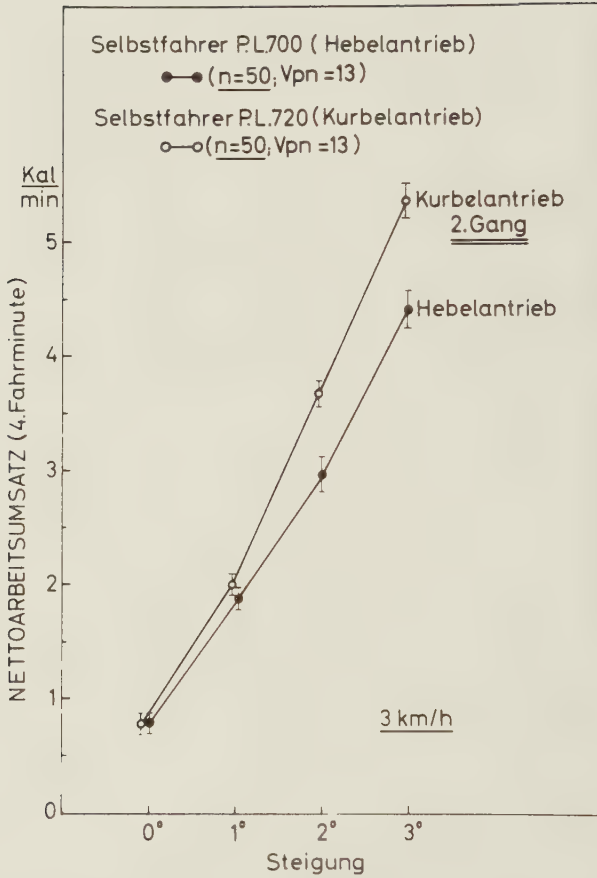


Abb. 8: Mittleres Verhalten des Nettoarbeitsumsatzes beim Rollstuhlfahren (entsprechend den Bedingungen in Abb. 7)

Steigungswinkel des Fahrbandes					
Fahrzeug - Typ		0 Grad	1 Grad	2 Grad	3 Grad
700 (H) (Hebel)	M(%) $\bar{S}_M$	11,71 $\pm 0,73$	14,61 $\pm 0,49$	15,31 $\pm 0,57$	15,20 $\pm 0,47$
720 (K) (Kurbel) (2.Gang)	M(%) $\bar{S}'_M$	14,65 $\pm 0,72$	15,28 $\pm 0,46$	13,95 $\pm 0,40$	13,60 $\pm 0,39$
Signifikanz	p	< 0,005	< 0,2	< 0,005	< 0,01

Tab. 6

Tabellarische Zusammenfassung der mittleren Nettowirkungsgrade M (%) von 13 Versuchspersonen (50 Testfahren je Fahrzeugtyp) während der 4. Fahrminute ermittelt mit dem Typ Meyra 700 (Hebel) und Meyra 720 (Kurbel) auf verschiedenen Steigungen (0° - 3°).

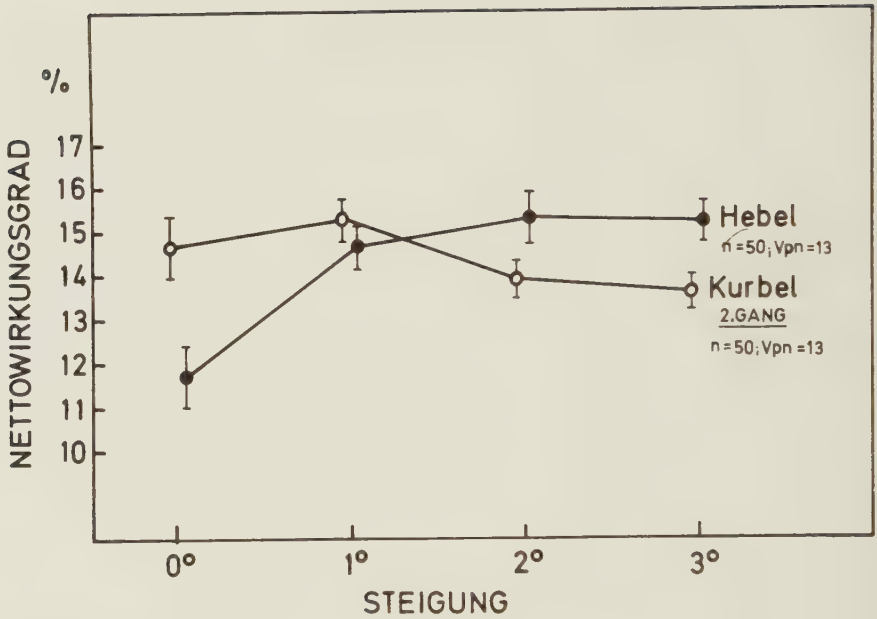


Abb. 9: Mittlerer Verlauf des Nettowirkungsgrades von 13 Testpersonen (je 50 Versuchsfahrten) in der 4. Fahrminute bei 3 km/h mit den Straßenselbstfahrern Meyra Typ 700 (H) bzw. Meyra 720 (K) (2. Gang) in Abhängigkeit von der Steigung (0 - 3 Grad). Die Klammern geben den Bereich des mittleren Fehlers der Mittelwerte an.

2. Körperliche Belastung beim Fahren des Rollstuhltyps 720 (Kurbelantrieb) im 1. und 3. Gang im Vergleich zum Hebelfahrzeug (700).

a) Kreislaufverhalten

Abbildung 10 zeigt die Verläufe der Pulsfrequenzmittelwerte in Prozent des Ruhepulses von 5 Probanden im Hebelfahrzeug (3 km/h) in Abhängigkeit von der Steigung im Vergleich zum Kurbelfahrzeug (3 km/h) mit den Übersetzungsmöglichkeiten des 1. und 3. Ganges. Der Hebelantrieb weist - abgesehen vom Fahren bei 0 Grad - auf allen Belastungsstufen günstigere Kreislaufwerte auf als der Kurbelantrieb, wobei im 1. Gang bei 2 Grad Steigung allerdings eine gewisse Annäherung der Meßwerte des Kurbelantriebs an die des Hebelfahrzeugs zu verzeichnen ist. Mit höchster Steigung findet sich beim Kurbelfahrzeug für die kleinste Übersetzung (1. Gang) im Vergleich zum 3. Gang ein signifikant niedrigerer Pulsfrequenzmittelwert (vgl. auch Tab. 7).

b) Energieumsatz und Nettowirkungsgrad

In Abb. 11 (oben) sind die mittleren Verläufe des Nettoarbeitsumsatzes beim aktiven Rollstuhlfahren des Typs 720 K im 1. und 3. Gang dem mittleren Verlauf des Typs 700 H gegenübergestellt. Auf allen Belastungsstufen finden sich im 1. Gang etwas geringere Meßwerte im Vergleich zum Hebelfahrzeug, während der Energieumsatz im 3. Gang deutlich höher liegt.

Ein entsprechendes Verhalten zeigt auch der Nettowirkungsgrad in Abb. 11 (unten). Die günstigsten Meßwerte finden sich im 1. Gang mit einem Optimum von fast 20 % bei 1° und 2° Steigung, während das Hebelfahrzeug entsprechend Abb. 9 nur Werte von unter 16 % erreicht.

In Tabelle 8 und 9 sind sämtliche Mittelwerte für den Nettoarbeitsumsatz und Nettowirkungsgrad einschließlich der Signifikanzprüfungen dieser Versuchsreihen zusammengestellt.

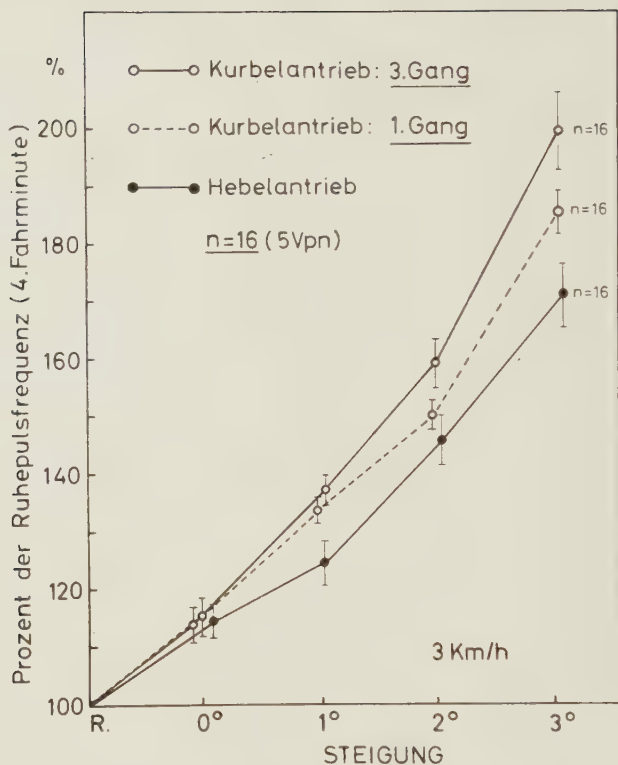


Abb. 10: Mittelwerte der Pulsfrequenz von je 16 Testfahrten der 4. Fahrminute (dargestellt in Prozent der Ruhepulsfrequenz) beim Fahren mit 3 km/h des Meyra 700 (H) bzw. des Meyra 720 (K) im 1. Gang und 3. Gang in Abhängigkeit von der Steigung. Die Klammern geben den Bereich des mittleren Fehlers der Mittelwerte an.

Steigungswinkel des Fahrbandes					
Fahrzeugtyp und Übersetzung		0 Grad	1 Grad	2 Grad	3 Grad
700 (H) (Hebel)	M $\bar{G}_u$	114,62 $\pm 3,19$	124,03 $\pm 3,95$	146,09 $\pm 4,74$	171,23 $\pm 5,92$
720 (K) (Kurbel) 1. Gang	M $\bar{G}_u$	115,76 $\pm 3,11$	133,38 $\pm 1,99$	150,90 $\pm 2,41$	184,79 $\pm 3,74$
Signifikanz	p	-	= 0,05	-	-
720 (K) (Kurbel) 3. Gang	M $\bar{G}_u$	114,38 $\pm 3,12$	136,39 $\pm 2,98$	156,45 $\pm 4,38$	198,40 $\pm 7,20$
Signifikanz	p	-	< 0,025	-	< 0,01
Signifikanz (Kurbel 1. Gang zu 3. Gang)	p	-	-	-	< 0,001

Tab. 7:

Zusammenstellung der Pulsfrequenzmittelwerte (M) in Prozent des Ruhepulses von 5 Probanden beim aktiven Rollstuhlfahren (3 km/h) von je 15 Testfahrten mit den Rollstuhltypen Meyra 700 (Hebel) und Meyra 720 (Kurbel) im 1. und 3. Gang auf verschiedenen Steigungen (0° - 3°). Signifikanzprüfungen der Mittelwerte zwischen den verschiedenen Antriebsarten bzw. Übersetzungsverhältnissen beim Kurbelfahrzeug.

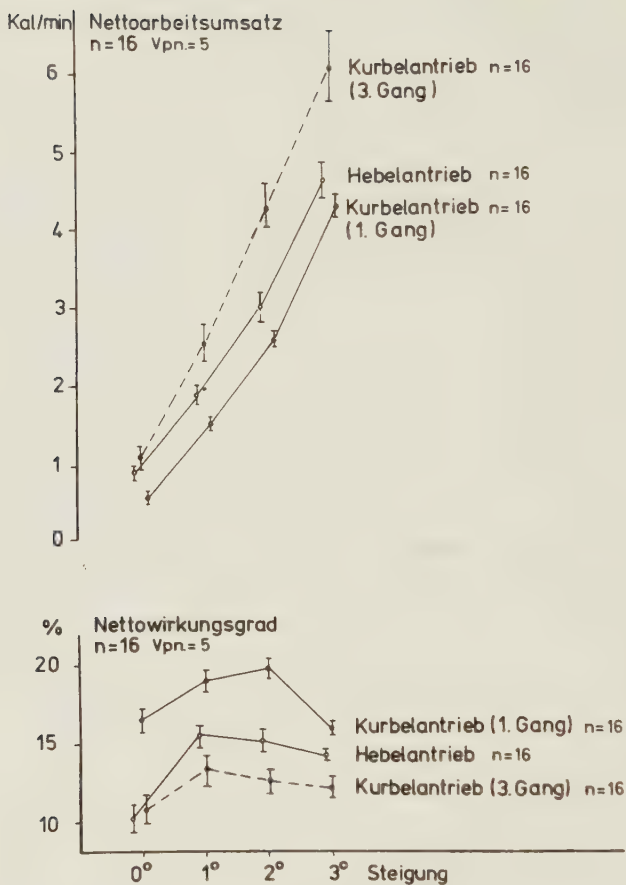


Abbildung 11 Oben: Mittlere Verläufe des Nettoarbeitsumsatzes von 5 Versuchspersonen beim Fahren des Hebelfahrzeugs sowie des Kurbelfahrzeugs (im 1. und 2. Gang) mit 3 km/h in Abhängigkeit von der Steigung (jeweils 16 Testfahrten)

Unten: Mittleres Verhalten des Nettowirkungsgrades von 5 Versuchspersonen entsprechend den Bedingungen wie oben.

Die Klammern geben den Bereich des mittleren Fehlers der Mittelwerte an.

Fahrzeug - Typ		0°	1°	2°	3°
Hebel	M $\bar{G}_M$	0,414 ($\pm$ 0,10)	0,523 ($\pm$ 0,13)	0,779 ($\pm$ 0,19)	1,030 ($\pm$ 0,25)
Kurbel 1. Gang	M $\bar{G}_M$	0,290 ($\pm$ 0,07)	0,326 ($\pm$ 0,08)	0,412 ($\pm$ 0,10)	0,706 ($\pm$ 0,17)
Signifikanz	p	< 0,01	-	-	-
Kurbel 3. Gang	M $\bar{G}_M$	0,611 ($\pm$ 0,15)	0,961 ($\pm$ 0,24)	1,120 ($\pm$ 0,28)	1,807 ($\pm$ 0,45)
Signifikanz	p	-	< 0,02	< 0,001	< 0,01

Tab. 8:

Mittelwerte (M) der Nettoarbeitsumsatz beim aktiven Rollstuhlfahren (5 Versuchspersonen), der Typen 700 Hebel und 720 Kurbel im 1. und 3. Gang (je 15 Testfahrten pro Fahrzeugtyp und Übersetzungsverhältnis beim Typ 720 K) auf verschiedenen Steigungen (0° - 3°). Signifikanzen zwischen Hebel- und Kurbelfahrzeug (1. und 3. Gang)

		0°	1°	2°	3°
Hebel	M	10,04	15,53	15,19	14,29
	$\bar{G}_M$	$\pm$ 1,0	$\pm$ 0,71	$\pm$ 0,69	$\pm$ 0,29
Kurbel 1. Gang	M $\bar{G}_M$	16,54 ($\pm$ 0,86)	19,00 ($\pm$ 0,81)	19,77 ($\pm$ 0,70)	15,94 ($\pm$ 0,39)
Signifikanz	p	< 0,001	< 0,005	< 0,001	< 0,05
Kurbel 3. Gang	M $\bar{G}_M$	10,72 $\pm$ 1,1	13,33 $\pm$ 1,05	12,61 $\pm$ 0,85	12,18 $\pm$ 0,74
Signifikanz	p	-	-	< 0,05	< 0,02

Tab. 9:

Tabellarische Zusammenstellung der Mittelwerte (M) des Nettowirkungsgrades von 5 Testpersonen entsprechend den Versuchsbedingungen s. oben

V. Diskussion

1. Zur Methodik

a) Zur Meßgenauigkeit

Das von uns benutzte Laufbandergometer wurde vor und während der jeweiligen Untersuchungsreihe mehrmals auf Gradeinstellung und Laufgeschwindigkeit überprüft, wobei sich keine Abweichungen dieser Größen fanden, die die Testuntersuchungen gestört hätten.

Der am Ohrläppchen des Probanden befestigte fotoelektrische Pulszähler nach MÜLLER wies bei den stärksten Arbeitsbelastungen aufgrund starker Kopfbewegungen oftmals kleinere Unregelmäßigkeiten der Pulssignale auf. Durch ständiges Mitzählen des Pulsrhythmus während des ganzen Versuches konnte das Zählwerk gegebenenfalls auf Aussetzen bzw. Doppelanzeige von Pulszählungen überprüft und korrigiert werden.

Der mit dem ventillosen, offenen System arbeitende Lungenfunktionsmeßplatz „Pulmorex“ weist eine höhere Genauigkeit der Meßwerte gegenüber den Untersuchungen mit geschlossenem System auf (vgl. EUHR und OSTEN 1963). Dies beruht vorwiegend auf einer besseren Konstanz der Systemtemperatur, die bei stärkerer Ventilation im geschlossenen System nicht mehr konstant gehalten werden kann. Bei Messungen am Menschen treten trotzdem Meßfehler von 4 - 5 % in Ruhe und bei Arbeit bis maximal 5 - 7 % auf. Trotz Vorheizung des Pneumotachographen auf Körpertemperatur kann eine Vergrößerung des Expirationsvolumens gegenüber demjenigen der Inspiration durch eine größere Erwärmung und unterschiedliche Wasserdampfsättigung vorgetäuscht werden.

Anzeige und Registrierung erfolgten aufgrund des Zeitbedarfes für die Gasanalyse mit einer Latenzzeit von 2 min, die von uns bei der Auswertung entsprechend berücksichtigt wurde. Es wurde jeweils der O_2 - und CO_2 -Wert in der Mitte der 4. Arbeits- bzw. Ruheminute abgelesen und den weiteren Berechnungen zugrundegelegt. In der 4. Fahrminute konnte bei den von uns gewählten Belastungen bereits ein Zustand vergleichbarer Ergostase angenommen werden, ausgenommen bei den weiblichen Probanden auf höheren Steigungsstufen des Laufbandes (3°).

b) Zur Untersuchungsanordnung.

Nach den Vorschlägen zur Standardisierung der ergometrischen Leistungsmessung zeigt die biologische Leistung bei gleicher physikalischer Leistung eine Abhängigkeit von verschiedenen Faktoren; u. a. von der Art der Kurbelarbeit, der Drehzahl, der Kurbellänge und der Kurbelhöhe (vgl. MELLEROWICZ, 1965). Der von uns zu Vergleichsuntersuchungen herangezogene kurbelbetriebene Straßenselbstfahrer 720 besitzt eine Kurbellänge von 13,5 cm und eine Kurbelhöhe von ca. 37 cm über der Sitzhöhe von 43 cm. Wir wählten beim aktiven Fahren auf dem Laufband eine Geschwindigkeit von 3 km/h. Für die Straßenselbstfahrer 700 und 720 ist dies bei Steigungen von 2 bis 3° durchaus die im freien Gelände üblicherweise praktizierte Geschwindigkeit. Beim ebenen Fahren im Freien müssen zumeist etwas höhere Geschwindigkeiten angesetzt werden (4 - 5 km/h).

STOBOX (1973) stellte bei einer Versuchsserie mit 15 gesunden untrainierten Probanden fest, daß im faltbaren Zimmerrollstuhl bei frei gewählter Geschwindigkeit diese in der Ebene auf hartem Untergrund etwa bei 3 km/h lag. Bei 3 km/h erreicht der hebelbetriebene Typ 700 etwa 30 Bewegungsabläufe/min und liegt damit fast im idealen Bereich der Antriebsradumdrehungen pro Minute. Beim Typ 720 dreht die Kurbel bei 3 km/h im 1. Gang ca. 58,5 U/min, im 2. Gang 42 U/min und im 3. Gang 31,5 U/min. Während bei Tretkurbelarbeit die günstigsten Bedingungen bei 45 Umdrehungen (ECKERMANN und MILHAHN 1967) liegen, befindet sich das Drehzahloptimum bei der Hand-Kurbelarbeit je nach Belastung zwischen 30 und 50 U/min (MÜLLER und MÜLLER 1949, LEHMANN 1962, MELLEROWICZ 1962, 1965). Lediglich beim Fahren des Typs 720 im 1. Gang lag die Drehzahl bei Belastungen bis ca. 50 Watt außerhalb dieses Optimums. In diesem Falle muß aber mit weniger Kraft pro Umdrehung die gleiche Arbeit aufgebracht werden. Die hohe Umdrehungszahl erschien vielen Probanden subjektiv jedoch als wesentlich leichter. Ähnliche Ergebnisse erzielten STEGEMANN und Mitarb. (1968) in Bezug auf die Tretfrequenz. Es zeigte sich bei unseren Untersuchungen mit Typ 720, daß auch die weiblichen Testpersonen bei 3 Grad Steigung und 3 km/h im 1. Gang (58,5 U/min) die vollen vier Fahrminuten durchhalten konnten, während im 2. und 3. Gang nur zwei Fahrminuten gefahren werden konnten. Gewisse Schwierigkeiten müssen aufgrund der fest vorgegebenen Geschwindigkeit beim Fahren im Rollstuhl auf dem Fahrband angenommen werden, die sich beim Fahren im Freien mit selbstwählbarer Geschwindigkeit des Bewegungsablaufes, besonders auch auf Steigungen, nicht so stark auswirken. Zudem fehlte bei unseren Versuchen auf dem Rollband oftmals eine aus-

reichende Motivation zum längeren Fahren, was sich auch negativ auf die Leistungsbereitschaft und Leistung selbst auswirken soll (vgl. RÖCKER und STOBBERG 1970). Unsere Versuche erfüllten absolut die Bedingungen des Steady states (LEHMANN 1962, MELLEROWICZ 1962, STEGEMANN 1971), wie aus Abb. 12 und Tab.10 zu entnehmen ist. DRANSFELD (1965) gibt an, daß sich bei Belastungen bis 150 Watt ein Steady state schon nach 3 Minuten einstellt. Die mittleren Erholungspulssummen (vgl. Abb. 6) deuten gleichfalls an, daß die Dauerleistungsgrenze im Mittel noch nicht überschritten wurde (STEGEMANN 1971). Der leichte Anstieg der Arbeitspulsfrequenz beim Kurbeltyp 720 K dürfte vermutlich in erster Linie auf die lokale Muskelermüdung zurückzuführen sein (MÜLLER und KARRASCH 1951), wodurch gleichzeitig die lokale Muskelausdauer begrenzt wird. Das deutet darauf hin, daß weniger als 1/7 der Gesamtmuskulatur beteiligt ist (STEGEMANN 1971).

Fahrzeug - Typ		Ruhe	Fahrminute			
			1.	2.	3.	4.
700 H	M	78,38	104,0	113,7	118,14	117,47
	$\bar{G}_w$	$\pm 1,64$	$\pm 3,52$	$\pm 2,37$	$\pm 2,48$	$\pm 2,49$
720 K	M	77,86	109,36	124,32	127,56	133,65
	$\bar{G}_w$	$\pm 1,47$	$\pm 1,84$	$\pm 1,78$	$\pm 1,99$	$\pm 2,37$
Signifikanz	p	-	-	< 0,001	< 0,005	< 0,001

Tab. 10:

Tabellarische Zusammenstellung der Mittelwerte (M) der absoluten Pulsfrequenzmeßwerte von 13 Versuchspersonen mit je 50 Testfahrten beim aktiven Rollstuhlfahren der Typen Meyra 700 (Hebel) und Meyra 720 (Kurbel) bei 3 km/h und 30 Steigung der 1. bis 4. Fahrminute.

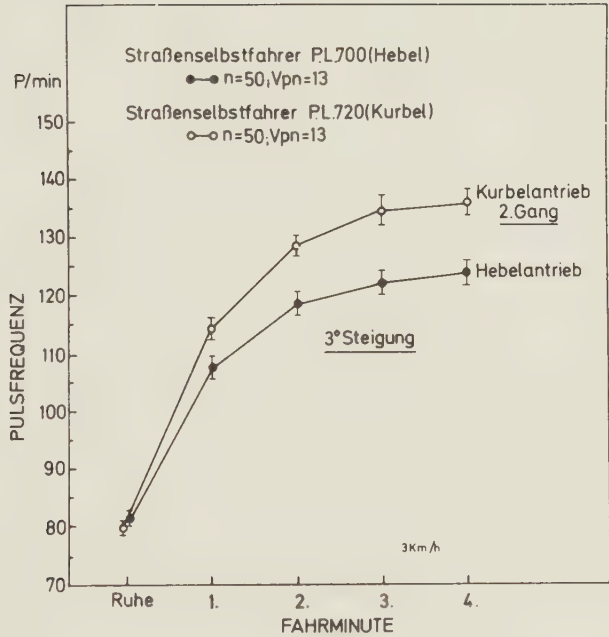


Abb. 11: Mittleres Verhalten der Pulsfrequenz von 13 Vpn (50 Testfahrten) während der 4 Fahrminuten auf dem Laufband (3 km/h; 3 Grad Steigung) mit dem Kurbel- bzw. Hebelfahrzeug. Die Klammern geben den Bereich des mittleren Fehlers der Mittelwerte an.

2. Zu den Ergebnissen

a) Körper- und Kreislaufbelastung beim Rollstuhlfahren

Einige Autoren haben bei vergleichenden Untersuchungen des Rollstuhlfahrens Kreislaufbelastung und Energieverbrauch diskutiert; diese beziehen sich jedoch bis auf wenige Ausnahmen auf das Fahren von Zimmerrollstühlen (GORDON 1952, 1958, PEIZER und Mitarb. 1964, CLARKE

1966, EVANS und Mitarb. 1968, VOIGT und Mitarb. 1968, BERENDES 1970, BRATTGARD und Mitarb. 1970, HILDEBRANDT und Mitarb. 1970, BERENDES 1971, ENGEL und HILDEBRANDT 1971, KRÖGER 1971, STOBOY und Mitarb. 1971, BENNEDIK und ENGEL 1972, STOBOY und Mitarb. 1973, GLÄSER und Mitarb. 1975). Dabei muß beachtet werden, ob die Tests mit Körperbehinderten, die ständig auf einen Rollstuhl angewiesen waren (vgl. VOIGT und Mitarb. 1968, BERENDES 1970, BERENDES 1971), durchgeführt wurden oder ob Gesunde als Testpersonen dienten (ENGEL u. HILDEBRANDT 1971, KRÖGER 1971, STOBOY und Mitarb. 1971, BENNEDIK u. ENGEL 1972). Ein Vergleich von KRÖGER (1971) zeigt, daß die Meßwerte für Herzfrequenz, O_2 -Aufnahme und Atemminutenvolumen für gesunde Probanden absolut gesehen niedriger lagen als die entsprechenden Meßwerte Körperbehinderter. Bei linear ansteigender Belastung blieb die Relation der Meßwerte beider Versuchsgruppen jedoch gleich. Besonders auffallend zeigt sich der Unterschied in der Herzfrequenz, wie STOBOY (1973) feststellte. Bei einer Belastung von 1 W/kg Körpergewicht fand er während der Ergostase im Mittel einen Unterschied zwischen gesunden Probanden und Querschnittgelähmten von 9 Pulsen pro min, wobei sich im Mittel Pulsfrequenzen von 111 bei den Gesunden und 120 bei den Gelähmten fanden. Die Angabe eines entsprechenden Umrechnungsfaktors von Nichtbehinderten zu

Behinderten dürfte allerdings sehr schwierig und bedenklich sein, da Körperbehinderte aufgrund ihrer individuellen Körperläsionen praktisch nicht als eine homogene Gruppe angesehen werden können. Da bei den von uns an Gesunden untersuchten submaximalen Belastungen eine lineare Beziehung zwischen Herzfrequenz und O_2 -Aufnahme besteht, wie sie aus der Literatur hinreichend bekannt ist (MELLEROWICZ 1962), unterscheidet sich auf allen Belastungsstufen der Verlauf der O_2 -Aufnahme auch nicht wesentlich von dem der Pulsfrequenz. Vergleicht man unsere Befunde beim Hebelantrieb im 2. Gang mit denen von ENGEL und HILDEBRANDT (1971), die mit gleicher Methodik neben dem Greifring-Zimmerrollstuhl bereits hebelbetriebene Fahrstühle einschließlich des Typs 700 vergleichend getestet haben, so finden sich für Herzfrequenz, O_2 -Verbrauch und Nettoarbeitsumsatz erwartungsgemäß auf allen Belastungsstufen Meßwerte in ähnlichen Größenordnungen. Beim Nettowirkungsgrad werden von ihnen für den Hebelantrieb im 2. Gang allerdings bereits bei 0 und 1 Grad Steigung Werte um 15 % angegeben, wie wir sie erst bei 2 und 3 Grad fanden (vgl. auch Tab. 9). Vergleichsweise entsprechen unsere Meßwerte der O_2 -Aufnahme beim Hebelantrieb denjenigen, die ROSKAMM u. Mitarb. (1965) bei Handkurbelarbeit mit einer Belastung von 30 bzw. 50 Watt gefunden haben, während bei einer Leistung von 50 Watt mit Fußkurbelarbeit im Liegen nur O_2 -Werte um 900 ml/min erreicht wurden (MELLEROWICZ 1962). Die maximale O_2 -Aufnahme bei Handkurbelarbeit entspricht im Vergleich zu anderen ergometrischen Belastungsformen - wie z.B. auch zur Fußkurbelarbeit - nach LEHMANN (1962) und STEGEMANN (1971) nur etwa 50 %.

Fahrstufe	Voigt u. Mitarb. (1968) 0° Steigung, 3 km/h Geschw.	Kröger (1971)) 0°, 3 km/h	Fink Straßenselbstfahrer 700 (Hebel), 3 km/h, 0° Steigung	Engel u. Hildebrandt (1971) Straßenselbstfahrer 700 (Hebel), 3 km/h, 0°
Fallzahl	n = 30	n = 29	n = 50	n = 6
AMV /Min.	18,6 ($\pm$ 3,38)	17,7	13,79 $m \pm 0,7594$	12,8 $\pm 0,4,8$
HF p/Min.	124,4 ($\pm$ 15,6)	98,4 ($\pm$ 13,1)	86,36 $m \pm 1,23$	81,8 $\pm 1,85$
O2-Aufn. /Min.	649,0 ($\pm$ 113,6)	619,3 ($\pm$ 116,1)	520 $m \pm 20,50$	610 $\pm 51,9$
Netto-Wkqd (%) %	6,71	10,1 ($\pm$ 3,3)	11,71	15,4 ($\pm$ 3,8)

Tab. 10:

Tabellarische Zusammenstellung der Mittelwerte des AMV, der Herzfrequenz, der O₂-Aufnahme sowie des Nettowirkungsgrades beim Rollstuhlfahren mit 3 km/h bei 0° Steigung aus Untersuchungen von VOIGT und Mitarbeitern (1968), KRÖGER (1971), ENGEL und HILDEBRANDT (1971) sowie den eigenen Ergebnissen.

Vergleicht man unsere Meßergebnisse und die von ENGEL und HILDEBRANDT (1971) mit denen von VOIGT und Mitarbeitern (1968) sowie KRÖGER (1971) (vgl. Tab. 10), so wird man auf den ersten Blick die ergonomische Überlegenheit des Straßenselbstfahrers - bereits beim Fahren mit 3 km/h in der Ebene - gegenüber den gebräuchlichen Zimmerfahrstühlen mit Greifkranz feststellen können. Diese vergrößert sich auf der Steigung noch wesentlich. Die Herzfrequenz liegt beim Hebelfahrzeug (3 km/h, 0° Steigung) mit 86 P/min gegenüber 98,4 P/min (gesunde Probanden) bzw. 124,4 P/min (Körperbehinderte) deutlich niedriger. Da die Steilheit des Anstiegs der Pulsfrequenz ein Maß für die lokale Muskelermüdung darstellt (ROHMERT 1966), muß beim Fahren eines Zimmerfahrstuhles eine schnelle Muskelermüdung angenommen werden (HILDEBRANDT und Mitarbeiter 1970, BEHRENDEN 1971, KRÖGER 1971, STOBOY 1973). Diese lokale Muskelermüdung sowie die wesentlich höhere Arbeitsposition der Arme scheint auch für die unterschiedliche Steigung der Pulsfrequenzkurve verantwortlich zu sein, denn die Anstiegsgeschwindigkeit der Pulsfrequenz nimmt mit der zu erbringenden Leistung progressiv zu (SCHNAUBER, E.A. MÜLLER 1970). Jedoch sollte bei 3° Steigung besonders beim hebelbetriebenen Rollstuhl auch die zunehmend erschwerte Lenkbarkeit des Fahrzeugs berücksichtigt werden. Unter den Normwerten der Ergometrie (ROSKAMM, KÖNIG und REINDELL 1965) wird für Drehkurbelarbeit von 30 bzw. 50 Watt Leistung eine Pulsfrequenz von 105 P/min bzw. 113 P/min bei gesunden männlichen Testpersonen angegeben (vgl. Abb. 4). Unsere Ergebnisse, die solchen Leistungen entsprechen, liegen beim hebelbetriebenen Rollstuhl bei 2° Steigung mit 102,8 P/min und 118,3 P/min in ähnlichen Größenordnungen.

b) Vergleich der verschiedenen Antriebsformen

Beide untersuchten Straßenselbstfahrer basieren in ihren Konstruktionen auf einem völlig identischen Fahrgestell (vgl. Tab. 1). Lediglich die Antriebsform, die Kraftübertragung sowie die Antriebsräder weisen grundlegende Unterschiede auf. Beim Typ 700 H wird die Kraft mittels des Hebels auf je ein Hinterrad übertragen, während beim Typ 720 K das Vorderrad von den Ketten angetrieben wird. Wie BENNEDIK (1968) feststellte, verhält sich der Achsendruck zwischen Vorder- und Hinterrad je nach Last ungefähr wie 1 : 3. Dies erklärt unsere Erfahrung im Experiment, daß beim Kurbelantrieb selbst auf einem Boden mit hohem Reibungskoeffizienten ein Durchdrehen des Vorderrades bei großen Momentankräften - besonders auf Steigungen - möglich ist. Dies allein kann aber nicht die Ursache für die bei den Untersuchungen ermittelten unterschiedlichen Kreislauf- und spirometrischen Ergebnissen darstellen, vielmehr ist es notwendig, die Bewegungsabläufe, die mit dem Fahren der beiden Rollstühle verbunden sind, zu analysieren. Da bei den Rollstuhlmodellen die Sitzposition nicht auf die Körpergröße der einzelnen Probanden einstellbar ist und die Antriebsaggregate aus der mittleren Einstellung nicht verstellt wurden, ergaben sich allerdings in den Bewegungsabläufen individuelle Unterschiede. Hier soll jedoch nur der Normfall diskutiert werden.

700 H

Beim hebelbetriebenen Straßenselbstfahrer (Meyra 700) ist der Bewegungsablauf bei 3 km/h langsamer als beim Kurbelantrieb (1. und 2. Gang) mit 3 km/h. Die Handhebel wurden bei unseren Fahrbanduntersuchungen zu Versuchsbeginn stets auf die gegenläufige Stellung gebracht. Die meisten behinderten Rollstuhlfahrer entscheiden sich beim täglichen Fahren (nach unseren Beobachtungen) auch für die gegenläufige Kurbeleinstellung, da diese ein kontinuierliches Arbeiten zuläßt und auch der Totpunkt der Hebel am Ende jeder Bewegungsphase leichter überwunden werden kann. Beim Fahren unserer nichtbehinderten Probanden auf dem Fahrband erreicht der Ellenbeugewinkel ein Minimum von ca. $70 - 80^{\circ}$ und das Maximum ging bis zur vollen Streckung des Armes. Die Kraftübertragung erfolgte hier mit wechselndem Kraftansatz sowohl in der Druck- als auch in der Zugphase (vgl. BENNEDIK und KLOSNER 1974). Nur in den Totpunkten ist keine Arbeits- bzw. Leistungsübertragung möglich. Dabei unterstützte insbes. bei großen Belastungen der Schultergürtel durch ein Vorwärts- und Rückwärtsmitgehen die Bewegungen der Arme. (vgl. KRÖGER 1971; ENGEL und Mitarbeiter 1976). Die Kraftrichtungen verlaufen bei der Hebelarbeit leicht nach unten geneigt. Somit erweist sich diese Arbeitsform schon als deutlich günstiger gegenüber der Kurbelarbeit, die in Herzhöhe verrichtet werden muß (SINGH und KARPOVICH 1966; ROHMERT 1967, SCHNAUBER 1969 und JENIK 1973). Ob sie aber in dieser Form schon das Optimum darstellt, müssen weitere Versuche klären. Die statischen Ausgleichskräfte können beim Hebelantrieb mit gegenläufiger Hebelstellung als relativ geringer angesehen werden, da beide Arme gleichzeitig eine gegengerichtete Arbeit leisten (STEGEMANN 1971) und die Rückenlehne hierbei so gut wie keine Gegenkraft darstellt. Nach Angaben von CALDWELL (1962)

stellt eine 80%-ige Unterstützung des Rückens das Optimum dar. Der geringere Wirkungsgrad des hebelbetriebenen Fahrzeugs bei 0° Steigung ist vermutlich dadurch zu erklären, daß die geforderte äußere Kraft zu gering ist im Verhältnis zum relativ hohen Energieverbrauch, der durch die langen Bewegungsabläufe allein als Leerarbeit zustande kommt (MÜLLER u. MÜLLER 1949).

Meyra 720 K

Beim Typ 720 (Kurbel) befindet sich die Antriebsachse der Kurbel etwa in Herzhöhe. Der Ellenbeugewinkel betrug bei unseren Versuchen je nach Armlänge zwischen 60° und 80° im Nahpunkt der Kurbel zum Körper und 150° bis 180° im entferntesten Punkt vom Körper. In Einzelfällen war die Loslösung des Oberkörpers von der Rückenlehne in dieser Stellung beim Fahren notwendig.

Der höchste Punkt der Kreisbahn, den die Hände beim Fahren mit der Kurbel durchlaufen, liegt etwa in Höhe des Schultergelenks. Bei geringen Steigungen arbeiteten die Probanden nach unseren Beobachtungen fast ausschließlich in der Stoßphase, mit dem Rücken an der Lehne angelehnt. Nur bei der größten Steigung (3°) wurde im 2. und 3. Gang sowohl in der Zug- als auch in der Druckphase Kraft übertragen und zur Unterstützung des Schultergürtels stärker eingesetzt. Dabei konnte bei der Zugphase oftmals ein Umgreifen der Hand beobachtet werden, was jedoch eine ungünstigere Situation ergibt. Die Gegenkräfte zu der Stoßphase werden einerseits durch die Rückenlehne (CALDWELL 1962) und andererseits durch die Rumpfmuskulatur aufgebracht (SCHNAUBER und MÜLLER 1970).

Obwohl die Kreisbahn theoretisch einen idealen Bewegungsablauf darstellen könnte (LEHMANN 1952), beinhaltet sie faktisch jedoch einen großen Teil an Leerarbeit, da zumeist nur in der Druckphase gearbeitet wird. Daß trotzdem das Kurbelfahrzeug im 1. Gang - auf kleinen Steigungen gefahren - einen Nettowirkungsgrad von über 15 % erreicht, der normalerweise bei Kurbelarbeit in Herzhöhe nur etwa 13 % beträgt (SCHNAUBER u. E. A. MÜLLER 1970), dürfte sich vermutlich folgendermaßen erklären: Bei der hohen Umdrehungszahl braucht der Körper nur wenig Kraft aufzubringen, die aber dann bei 3^o Steigung wesentlich größer wird, wie es der rückläufige Verlauf der Kurve in Abb. 9 zeigt. Außerdem wird zu berücksichtigen sein, daß die Arbeit in der Druckphase bei einem optimalen Ellenbeugewinkel von 110^o geleistet wird (vgl. CALDWELL 1963, 1964, ROHMERT 1967, KROEMER 1969, SCHNAUBER 1969; vgl. auch ENGEL u. Mitarb. 1976). Aber auch das Verhältnis zwischen Arbeit pro Umdrehung und Kurbellänge liegt hier am günstigsten (MÜLLER u. MÜLLER 1949).

Im 2. u. 3. Gang liegt die aufgebrauchte Kraft für die geringe Kurbellänge von 13,5 cm ungünstig hoch. Nach MELLEROWICZ (1965) sowie MÜLLER und MÜLLER (1949) soll die Kurbellänge um 33 cm betragen. Während die im Fahrzeugtyp 720 K eingebaute Kurbel (13,3 cm) für kleine Personen schon die hinreichende Länge aufweist, müßte dieser Rollstuhl für Probanden mit langen Armen entsprechend mit größeren Kurbeln ausgerüstet sein, um das Verhältnis zwischen Kraft und Kurbellänge günstiger zu gestalten. Dazu wäre allerdings wiederum eine ungünstigere Höherverlagerung der Antriebsachse der Kurbel erforderlich, um ein Berühren der Oberschenkel bei der Kurbelbewegung zu verhindern. Dies würde sich zudem auch ungünstig auf die Steuerung des Fahrzeugs auswirken.

V. Zusammenfassung

An insgesamt 13 gesunden und weitgehend untrainierten Versuchspersonen (9 Männer und 4 Frauen im Alter zwischen 18 und 40 Jahren) wurden beim aktiven Fahren auf einem speziellen Fahrbandergometer zwei Rollstuhlmodelle (sog. Straßenselbstfahrer) mit Kurbel- oder Hebelantrieb in insgesamt 132 Versuchen vergleichend spiroergometrisch getestet. Die Fahrbandgeschwindigkeit betrug stets 3 km/h, die Fahrzeit mit stufenweiser erhöhter Steigung (0° , 1° , 2° und 3°) auf jeder Belastungsstufe 4 min, wobei jeweils 3-minütige Fahrpausen zwischengeschaltet wurden. Die Meßwerte wurden jeweils der vierten Arbeitsminute entnommen. Mit dem Kurbelfahrzeug, das über eine 3-Gang-Schaltung verfügte, wurden Testreihen mit den drei vorhandenen Übersetzungsverhältnissen durchgeführt.

Zwischen dem Hebel- und Kurbelfahrzeug im 2. und 3. Gang fanden sich mit zunehmender Steigung signifikante Unterschiede in Arbeitspulsfrequenz, O_2 -Verbrauch sowie Nettoarbeitsumsatz zugunsten des Hebelantriebs. Bei niedriger Belastung (0° - 1° Steigung) waren die Meßergebnisse allerdings noch nahezu gleich. Die Überlegenheit des Hebelfahrzeugs machte sich besonders bei den weiblichen Testpersonen auf größerer Steigung deutlich bemerkbar, da diese mit dem Kurbelfahrzeug bei 3° Steigung das Versuchsprogramm vorzeitig abbrechen mußten. Mit der kleinsten Übersetzung (1. Gang) lagen die Pulsfrequenzen im Kurbelfahrzeug zwar gleichfalls etwas über den Vergleichswerten des hebelbetriebenen Fahrzeugs, der Energieverbrauch war dagegen im Kurbelfahrzeug bei dieser Übersetzung auf allen Belastungsstufen etwas günstiger.

Als Ursache der ergonomischen Unterschiede beider Fahrzeugtypen werden die für beide Antriebsformen erforderlichen Bewegungsabläufe und Kraftübertragungsbedingungen diskutiert.

VI. Literaturverzeichnis

ANDREN, E., O
S.-O. BRATTGARD,
B. KÄLLSSON-BRAX

Rollstolen som Tekniskt Hjälpmedel.
En Analys av Rullstolar.
Universität-Göteborg 1970, Teil 1-3
Avdelningen för Handikappforskning.

O
BRATTGARD, S.-O.,
G. GRIMBY,
O. HÖÖK

Energy expenditure and heart rate in
driving a wheel chair ergometer.
Scand. J. Rehab. Med. 2 (1970), 143

BENNEDIK, K.

Wo fehlt etwas im Bauprogramm der
Straßenselbstfahrer?
Die Rehabilitation 7 (1968), 109-116

BENNEDIK, K.,
P. ENGEL

Technische und physiologische Aspekte
bei Benutzung handbetriebener Kran-
kenfahrstühle.
Die Rehabilitation 11 (1972), 94-108

BENNEDIK, K.,
H. KLOSNER

Eine Studie zum Armhebelantrieb des
Straßenselbstfahrers.
Orthopädie - Technik 7 (1974), 86-90

BERENDES, B.

Methodische Untersuchungen bei kör-
perbehinderten Jugendlichen.
Med. Inaug.-Diss. Marburg 1970

BERENDES, D.

Spiroergometrische Untersuchungen an
körperbehinderten Rollstuhlfahrern.
Med. Inaug.-Diss. Marburg 1971

BUHR, G. und
H. OSTEN

Eine neue Apparatur zur funktionellen Diagnostik des cardiopulmonalen Systems auf der Grundlage der Integration des Pneumotachogramms mit synchroner Registrierung von 11 Meßgrößen.
Zschr. Kreislaufforschg. 52 (1963),
64 - 76

CALDWELL, L. S.

Body stabilization and the strength of arm extension. Human Factors 4 (1962), 125 - 130

CALDWELL, L. S.

Relative muscle loading and endurance.
J. of Engineering Psychology 2/Nr. 4 (1963), 155 - 161

CALDWELL, L. S.

Body position and the strength and endurance of manuell pull. Human Factors 6 (1964), 180 - 188

CANNELL, W.

A wheelchair for paraplegies
Physiotherapy 52 (1966), 282

CLARKE, K. S.

Caloric costs of activity in paraplegic persons. Arch. Phys. Med. Rehab. 47 (1966), 427 - 435

DERN, R. J.,
J. M., LEVENE
A. H. BLAIR

Forces exerted at different velocities in human arm movement.
Amer. J. Physiol. 151 (1947),
415 - 437

DRANSFELD, B.,
H. MELLEROWICZ

Untersuchungen über Leistungsfähigkeit und Herzschlagfrequenz von Untrainierten bei Maximalleistung am Handkurbelergometer.
Int. Z. angew. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol. 17 (1958), 207 - 215

DRANSFELD, B.

O₂-Aufnahme und O₂-Plus bei ergometrischer Leistung.
1. Inter. Seminar für Ergometrie, Berlin 1965

DUBBELMAN, C. P.

Adaptation von Rollstühlen für Schwerbehinderte.
Proceedings: 1. Int. Kongreß für Prothesentechnik und funktionelle Rehabilitation, Wien 1973

DOCUMENTA GEIGY,

Wissenschaftliche Tabellen,
Basel 1960

ECKERMANN, P. und
H.P. MILHAHN

Der Einfluß der Drehzahl auf die Herzfrequenz und die Sauerstoffaufnahme bei konstanter Leistung am Fahrradergometer.
Int. Z. angew. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol. 23 (1967), 340 - 344

ENGEL, P. und
G. HILDEBRANDT

Zur arbeitsphysiologischen Beurteilung verschiedener handbetriebener Krankenfahrstuhlmodelle.
Physikalische Medizin 2 (1971), 95 - 102

- ENGEL, P.
NEIKES, M.
BENNEDIK, K.
HILDEBRANDT, G.
RODE, W.
- Arbeitsphysiologische Untersuchungen
zur Optimierung des Hebelantriebs
und der Sitzanordnung bei hebelbe-
triebenen Rollstühlen.
Die Rehabilitation 1976 (im Druck)
- EVANS, M
H. FEATHERSTONE
P. HAINES
G. LEDGERWOOD
G. ROBIN
D. WAMPOLD
- Energy cost of wheelchair ambula-
tion.
Seattle/Wash.: Univ. of Washington,
Dept. of Physiol. 1968
- FLOYD, W.W.
- Ergonomic Principles in the Use of
Wheelchairs.
Paraplegia 2 (1964), 36 - 37
- GLASER, R. M.,
EDWARDS, M.,
BARR, S.A.,
WILSON, G.H.,
- Energy cost and cardiorespiratory
response to wheelchair ambulation
and walking.
Fed. Proc. 34 (1975), No. 1365
zit. n. Excerpta med. (Amst). Sect.
XIX. 18 (1975), S. 384
- GORDON, E. E.
- Energy costs of various physical
activities in relation to pulmonary
tuberculosis.
Arch. phys. Med. 33 (1952), 201 - 209
- GORDON, E. E.
- Energy cost of activities in health
and disease.
Arch. intern. Med. 101 (1958),
702 - 713
- HILDEBRANDT, G.
- Physiologische Gesichtspunkte zur
Rehabilitation.
Physikalische Medizin 5 (1970),
273 - 294

- HENRYSSON, ST.
O.W. HASELOFF u.
H.J. HOFFMANN
Kleines Lehrbuch der Statistik.
Walter de Gruyter & Co., Berlin 1960
- HILDEBRANDT, G.,
E.-D. VOIGT,
D. BAHN,
B. BERENDES,
J. KRÖGER,
Energy costs of propelling wheel-
chair at various speeds. Cardiac
and effect on steering accuracy.
Arch. phys. Med. 51 (1970),
131 - 136
- HILDEBRANDT, G.
Arbeitsphysiologische Untersuchungen
und Gesichtspunkte zur Rehabilita-
tion Körperbehinderter.
Z. Orthop. 110 (1972), 934 - 942
- HETTINGER, TH.
Beurteilung der Muskelkraft.
Diagnostik 5 (1972), 695 - 697
- JENIK, P.
Biomechanische Analyse ausgewählter
Arbeitsbewegungen des Armes.
Schriftenreihe: Arbeitswissenschaft
und Praxis
Beuth-Vertrieb, Berlin-Köln-
Frankfurt, 1973
- KROEMER, K. H.
Push forces exerted in sixty-five
common working.
Aerospace Medical Research
Laboratory, Wright-Patterson Air-
Force Base, Ohio, AMRL-TR-68-143,
1969

- KRÖGER, J. Vergleichende Untersuchungen von
Körper- und Kreislaufbelastung beim
Fahren zweier Standard-Rollstuhlmo-
delle unter besonderer Berücksichti-
gung der Lenksicherheit.
Med. Diss. Marburg 1971
- LEHMANN, G. Praktische Arbeitsphysiologie.
Thieme, Stuttgart 1962
- MELLEROWICZ, H. Ergometrie
Urban & Schwarzenberg,
München - Berlin 1962
- MELLEROWICZ, H. I. Internationales Seminar für
Ergometrie.
Inst. f. Leistungsmedizin,
Berlin 1965
- MÜLLER E. A.
u. A. MÜLLER Die günstigste Größe und Anordnung
von Handrädern
Arbeitsphysiol. 14 (1949), 27 - 44
- MÜLLER, E. A.
u. J. J. REEH Eine neue Art der Pulsfrequenzre-
gistrierung
Arbeitsphysiol. 14 (1951), 137 - 147
- MÜLLER, E. A.
u. K. KARRASCH Das Verhalten der Pulsfrequenz in
der Erholungsperiode nach körper-
licher Arbeit.
Arbeitsphysiol. 14 (1951), 369 - 383
- NIETERT, M. Konstruktionskriterien von Kranken-
fahrzeugen aus der Sicht des
Ingenieurs.
Orthop.-Technik 25 (1974), 77 - 80

- PEIZER, E.
D. WRIGHT
Bioengineering methods of wheel-
chair evaluation.
Bull. Pro. Res. 10 (1964), 77 - 100
- PRESBER, W.
SCHRÖDER, F.
H. KUHNERT
Zur Frage handbetriebener Versehrten-
fahrzeuge.
Beitr. Orthop. 18, 1 (1966), 47 - 55
- ROSKAMM, H.
H. KÖNIG
H. REINDELL
Normalwerte in der Ergometrie, 1965
- ROHMERT, W.
Die Armkräfte des Menschen im Stehen
bei verschiedener Körperstellung.
Int. Z. angew. Physiol. einschl.
Arbeitsphysiol. 18 (1960), 175 - 190
- ROHMERT, W.
Kolloquium, Ergometrie bei leistungs-
geminderten Personen
Arbeitswissenschaft 6 (1964)
- ROHMERT, W.
Maximalkräfte von Männern im Bewe-
gungsraum der Arme und Beine.
Forschungsbericht No. 1616 des Lan-
des Nordrhein-Westfalen, Köln-
Opladen, Westdeutscher Verlag 1966
- ROHMERT, W.
Unters. über Muskelermüdung und Ar-
beitsgestaltung.
Schriftenreihe, Arbeitswissenschaft
und Praxis,
Berlin-Köln-Frankfurt 1967

RÖCKER, W.
H. STOBOY

Beziehung zwischen Kraft und statischer Ausdauer unter Motivationsbedingungen.

Sonderdruck aus: Der Medizinische Sachverständige Nr. 7 (1970),
149 - 151

RUTENFRANZ, J.
R. HOCKE
Ch. HOCKE
E. HOFFMANN-
KEILHACKER

Über den Aussagewert einiger ergometrischer Verfahren zur Prüfung der körperlichen Leistungsfähigkeit von Kindern und Jugendlichen.

I. Mitteilung: Die Abhängigkeit der Meßwerte von Lebensalter, Geschlecht und körperliche Entwicklung. Int. Z. angew. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol. 20 (1964), 294 - 315

RUTENFRANZ, J.

Beurteilung der Muskelkraft,
Diagnostik 5 (1972), 695 - 697

SCHNAUBER, H.

Erhaltung der Bewegungsenergie gebremster Schwungmassen mit menschlicher Muskelkraft.

Diss. (Dipl.-Ing.) Darmstadt 1969

SCHNAUBER, H.
E. A. MÜLLER

Die Leistungsfähigkeit der Hände bei Arbeit in verschiedener Höhe über dem Herzen.

Z. angew. Physiol. 28 (1970),

SINGH, M.
P. V. KARPOVICH

Isotonic and isometric forces of arm flexors and extensors.

J. appl. Physiol. 21 (1966),
1435 - 1437

STEGEMANN, J.
H. V. ULMER
K. W. HEINRICH

Die Beziehung zwischen Kraft und
Kraftempfindung als Ursache für die
Wahl energetisch ungünstiger Tret-
frequenzen beim Radsport.
Int. Z. angew. Physiol. einschl.
Arbeitsphysiol. 25 (1968), 224 - 234

STEGEMANN, J.

Leistungsphysiologie.
Thieme, Stuttgart 1971

STEMSHORN, A.

Bauen für Behinderte und Betagte
(Bewegungshilfen - Rollstühle)
Verlagsanstalt A. Koch,
Stuttgart 1974, S. 65 - 73

STOBOY, H.
B. R. WILSON
M. LEE

Workload and energy expendidure
during wheelchair propelling.
Paraplegia 8 (1971), 223

STOBOY, H.
B. W. RICH
M. LEE

Die Beurteilung der Leistungsfä-
higkeit und die Bestimmung des
Energieumsatzes rollstuhlfahrender
Patienten.
Hefte zur Unfallheilkunde 117
(1973) 202 - 207

VOIGT, E.-D.
B. BERENDES
G. HILDEBRANDT

Energieumsatz und Kreislaufbe-
lastung von Körperbehinderten beim
Fahren im Krankenfahrstuhl.
Arbeitsmed. Sozialmed. Arbeitshyg. 3
(1968), 135 - 139

VOIGT, E.-D.
u. D. BAHN

Metabolism and pulse rate in
physically handicapped when propel-
ling a wheelchair up an incline.
Scand. J. of Rehabilitation 1
(1969), 101 - 106

WILKIE, D. R.

The relation between force and
velocity in human muscle.
J. Physiol. 110 (1950), 248 - 280

Herrn Professor Dr. G. Hildebrandt möchte ich sehr herzlich danken für die Stellung des Themas und die wertvollen Anregungen, die er mir bei der Durchführung der Arbeit gab.

Für die freundliche Mithilfe bei der Durchführung der Versuche und der Gestaltung der Arbeit danke ich Herrn Prof. Dr. P. Engel und Frau Meywirth.

Meine akademischen Lehrer waren in Marburg/Lahn
die Herren Professoren und Dozenten:

Amon, Arndt, Aurich, Bernhardt, Castenholz,
Dimrich, Goebel, Grube, Haan, Hardewig, Hennis,
Hering, Heuser, Hort, Janke, Karlson, Keil,
Koche, Korb, Kühnel, Lehmann, Mahr, Mann, Milzner-
Schwarz, Niemeyer, Nöth, Dantke, Petry, Pfütz,
Riechen, Rohen, Rosemann, Rupec, Schiff, Schmidt,
Schnell, Stuke, Seidel, Siegert, Walcher, Wendt.

Lebenslauf

Ich, Klaus Fink, wurde am 25. 9. 1946 als Sohn des Zahnarztes Dr. Paul Fink und seiner Ehefrau Hildegard, geborene Pinell, in Solingen geboren.

Von 1953 - 1964 besuchte ich die Volksschule bzw. das Gymnasium in Solingen, von 1964 bis zum Abitur 1967 das Realgymnasium in Klagenfurt. Am 15. Oktober 1967 begann ich das Studium der Zahnheilkunde an der Philipps-Universität in Marburg. Hier bestand ich im September die naturwissenschaftliche Vorprüfung. Das Zahnmedizinstudium beendete ich mit dem Staatsexamen am 26.5.73. Im November 1973 nahm ich eine Stelle in der kieferorthopädischen Fachzahnarztpraxis von Herrn Dr. Erich Lenz in Braunschweig als Ausbildungsassistent an. Seit November 1975 bin ich wissenschaftlicher Assistent in der kieferorthopädischen Abteilung, Abteilungsvorsteher Prof. Dr. G. Müller der Georg August Universität Göttingen.

